



TUGAS AKHIR – SF 141501

**ANALISA DISTRIBUSI MEDAN LISTRIK
ELECTRO CAPACITIVE CANCER TREATMENT
(ECCT) MENGGUNAKAN ELEKTRODA *WIRE*
MESH: STUDI KASUS TERAPI KANKER OTAK**

LINAHTADIYA ANDIANI
NRP 1112100079

Dosen Pembimbing
Endarko, Ph.D
Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng

Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017



TUGAS AKHIR - SF 141501

**ANALISA DISTRIBUSI MEDAN LISTRIK
ELECTRO CAPACITIVE CANCER TREATMENT
(ECCT) MENGGUNAKAN ELEKTRODA *WIRE*
MESH: STUDI KASUS TERAPI KANKER OTAK**

Linahtadiya Andiani
NRP 1112 100 079

Dosen Pembimbing
Endarko, Ph.D
Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng

Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017



FINAL PROJECT - SF 141501

**ELECTRIC FIELD DISTRIBUTION ANALYSIS
OF ELECTRO CAPACITIVE CANCER
TREATMENT (ECCT) USING WIRE MESH
ELECTRODE: A CASE STUDY OF BRAIN
CANCER THERAPY**

**Linahtadiya Andiani
NRP 1112 100 079**

**Supervisor
Endarko, Ph.D
Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng**

**Department of Physics
Faculty of Mathematics and Natural Science
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2017**

**ANALISA DISTRIBUSI MEDAN LISTRIK *ELECTRO
CAPACITIVE CANCER TREATMENT (ECCT)*
MENGUNAKAN ELEKTRODA *WIRE MESH*:
STUDI KASUS TERAPI KANKER OTAK**

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Sains
pada
Bidang Fisika Medis
Program Studi S-1 Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

LINAHTADIYA ANDIANI
NRP 1112100079

Disetujui oleh Dosen Pembimbing Tugas Akhir:

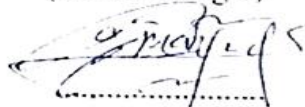
Endarko, Ph.D

NIP. 19741117 199903 1 001


.....
(Pembimbing 1)

Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng

NIP. 19700609 198812 1 001


.....
(Pembimbing 2)



**ANALISA DISTRIBUSI MEDAN LISTRIK *ELECTRO*
CAPACITIVE CANCER TREATMENT (ECCT)
MENGUNAKAN ELEKTRODA *WIRE MESH*:
STUDI KASUS TERAPI KANKER OTAK**

Nama : Linahtadiya Andiani
NRP : 1112100079
Departemen : Fisika FMIPA ITS
Pembimbing : Endarko, Ph.D
Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng

Abstrak

Analisa distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT pada model kepala manusia dengan atau tanpa kanker otak menggunakan elektroda wire mesh telah berhasil dilaksanakan. Analisa distribusi medan listrik dilakukan dengan simulasi pada model kepala manusia menggunakan sistem ECCT Apparel Helmet tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi. Distribusi medan listrik diukur tanpa elektroda wire mesh dan dengan elektroda wire mesh baik pasif maupun aktif menggunakan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2 dan diolah menggunakan Matlab R2010a. Dari penelitian yang telah dilakukan, didapatkan bahwa ECCT yang digunakan pada terapi kanker otak dengan masukan 10 V mampu menghasilkan medan listrik dengan rata-rata sebesar 178,8 V/m. Distribusi medan listrik tersebut hanya dipengaruhi oleh besar tegangan masukan dan tidak dipengaruhi oleh frekuensi sinyal. Elektroda wire mesh baik aktif maupun pasif mampu mengukur distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT yang hasilnya tidak mengubah pola distribusi medan listrik dan perubahan nilai medan listrik yang terukur tidak signifikan.

Kata Kunci : distribusi medan listrik, ECCT, wire mesh

ELECTRIC FIELD DISTRIBUTION ANALYSIS OF ELECTRO CAPACITIVE CANCER TREATMENT (ECCT) USING WIRE MESH ELECTRODE: A CASE STUDY OF BRAIN CANCER THERAPY

Name : Linahtadiya Andiani
NRP : 1112100079
Department : Physics, FMIPA-ITS
Supervisor : Endarko, Ph.D
Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng

Abstract

Electric field distribution analysis generated by ECCT in a human head model with or without brain cancer using wire mesh electrode has been successfully conducted. The analysis of electric field distribution has been done using the simulation in the human head model using ECCT Apparel Helmet system type A that is modeled in 3 dimensional. The electric field distribution can be measured without wire mesh electrode and with wire mesh electrode either passive or active using COMSOL Multiphysics 5.2 software and was then processed using Matlab R2010a. From the research that has been completed, ECCT which is utilized in the brain cancer therapy with input 10 V able to produce an electric field with an average of 178,8 V/m. The electric field distribution is only influenced by the input voltage and not influenced by the signal frequency. Wire mesh electrode either active or passive can be measured the electric field distribution generated by ECCT that the results did not change the pattern of the electric field distribution and the change of the measured electric field value is not significant.

Keywords: ECCT, electric field distribution, wire mesh

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat-Nya , petunjukNya atas nikmat iman, islam, dan ikhsan sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir yang berjudul “***Analisa Sensitivitas Matrik Medan Listrik Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT) Menggunakan Elektroda Wire Mesh: Studi Kasus Terapi Kanker Otak***” dengan optimal dan tepat waktu. Tugas Akhir (TA) ini penulis susun untuk memenuhi persyaratan menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Atas bantuan, dorongan, dan juga bimbingan dari berbagai pihak, akhirnya penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir dengan baik. Sehubungan dengan hal tersebut, maka penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih kepada :

1. Bapak dan ibu tercinta, Eko Yuliadi dan Wahyu Cahyani, yang telah memberikan doa dan dukungan dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.
2. Endarko, Ph.D dan Dr. Mahfudz Al Huda, M.Eng, selaku dosen pembimbing Tugas Akhir yang telah memberikan pengalaman dan pengarahan selama proses penelitian dan penyusunan laporan.
3. Dr. Warsito Purwo Taruno, selaku penemu ECCT dan pembimbing tim riset yang telah memberikan pengetahuan dan pengarahan mengenai penelitian ini.
4. Dr. Yono Hadi Pramono, M.Eng, selaku Ketua Jurusan Fisika, FMIPA ITS.
5. Dr. Mashuri, M.Si, selaku dosen wali penulis.
6. Mas Musfi, Mas Harisma serta staf C-TECH Labs Edwar Technology yang telah memberikan pengalaman dan pengarahan mengenai ECCT.
7. Teman-teman tim riset fisika medis yang telah memberikan bantuan selama penelitian.

8. Teman-teman dan kerabat Lab Multimedia dan Lab Komputasi yang telah memberikan doa dan semangat selama ini.
9. Seluruh pihak yang telah membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini.

Penulis menyadari akan adanya kekurangan dalam penulisan laporan ini karena keterbatasan wawasan dan pengetahuan. Untuk itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak agar lebih baik di masa yang akan datang. Semoga laporan penelitian Tugas Akhir ini dapat berguna dan dimanfaatkan dengan baik sebagai referensi bagi yang membutuhkan serta menjadi sarana pengembangan kemampuan ilmiah bagi semua pihak yang bergerak dalam bidang Fisika Instrumentasi dan Elektronika. Aamiin Ya Rabbal Alamiin.

Surabaya, Januari 2017

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
COVER PAGE	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
 BAB I PENDAHULUAN	 1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
1.6 Sistematika Penulisan	4
 BAB II TINJAUAN PUSTAKA	 5
2.1 Sel Normal Manusia	5
2.2 Siklus Sel Manusia	6
2.3 Otak ..	8
2.4 Kanker Otak	9
2.5 <i>Electro Capacitive Cancer Treatment</i>	11
2.6 Medan Listrik	14
2.7 Interaksi Medan Listrik dalam Tubuh Manusia	17
 BAB III METODOLOGI	 19
3.1 Peralatan	19

3.2	Prosedur Penelitian	19
3.2.1	Studi Literatur	19
3.2.2	Pemodelan	20
3.2.3	Simulasi	23
3.2.4	Pengolahan Data	26
3.2.5	Analisa Hasil	26
3.2.6	Penulisan Laporan	27
BAB IV	ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	29
4.1	Karakteristik Medan Listrik ECCT	29
4.1.1	Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia	29
4.1.2	Distribusi Medan Listrik dengan Variasi Tegangan dan Frekuensi	33
4.1.3	Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia dengan Anatomi dan Kanker	35
4.2	Distribusi Medan Listrik ECCT dengan Elektroda <i>Wire Mesh</i> Pasif	44
4.2.1	Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia	44
4.2.2	Distribusi Medan Listrik dengan Variasi <i>Mesh</i>	49
4.2.3	Distribusi Medan Listrik dengan Variasi Tegangan dan Frekuensi	51
4.2.4	Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia dengan Kanker.....	53
4.3	Distribusi Medan Listrik ECCT dengan Elektroda <i>Wire Mesh</i> Aktif	58
BAB V	KESIMPULAN	67
5.1	Kesimpulan	67
5.2	Saran	67
DAFTAR PUSTAKA		69
LAMPIRAN		71
BIOGRAFI PENULIS		77

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Siklus sel manusia	7
Gambar 2.2 Bagian otak manusia	9
Gambar 2.3 Rangkaian ECCT	12
Gambar 2.4 <i>Apparel helmet</i> untuk terapi kanker otak	13
Gambar 2.5 Muatan Q_a dan Q_b terpisah pada jarak r	15
Gambar 2.6 Medan listrik pada beda potensial V_A dan V_b	16
Gambar 3.1 Skema penelitian	19
Gambar 3.2 Desain geometri kepala manusia dengan ECCT ..	20
Gambar 3.3 Desain geometri dengan otak dan kanker	21
Gambar 3.4 Desain geometri elektroda <i>wire mesh</i> 8×8	22
Gambar 3.5 Desain geometri elektroda <i>wire mesh</i>	22
Gambar 3.6 Desain geometri elektroda <i>wire mesh</i> aktif.....	23
Gambar 3.7 Hasil <i>meshing</i>	25
Gambar 4.1 Model kepala manusia 3 dimensi	29
Gambar 4.2 Hasil simulasi pada model kepala manusia 3 dimensi sebagai medium udara	31
Gambar 4.3 Model kepala manusia 3 dimensi dengan 8 garis pengukuran medan listrik.....	32
Gambar 4.4 Profil medan listrik model kepala 3 dimensi sepanjang garis dengan variasi sumbu Z	32
Gambar 4.5 Model kepala manusia 3 dimensi dengan 1 garis pengukuran medan listrik.....	34

Gambar 4.6	Profil medan listrik model kepala 3 dimensi sepanjang garis dengan variasi tegangan dan frekuensi	34
Gambar 4.7	Model kepala manusia	36
Gambar 4.8	Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan anatomi untuk masukan	37
Gambar 4.9	Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan kanker untuk masukan.....	38
Gambar 4.10	Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan anatomi dan kanker untuk masukan	39
Gambar 4.11	Model kepala manusia lengkap dengan 1 garis pengukuran medan listrik	40
Gambar 4.12	Profil medan listrik model kepala manusia	41
Gambar 4.13	Model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda <i>wire mesh</i>	45
Gambar 4.14	Hasil simulasi pada model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda <i>wire mesh</i>	46
Gambar 4.15	Model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda <i>wire mesh</i> dan 8 garis pengukuran	47
Gambar 4.16	Prodil medan listrik model kepala 3 dimensi oleh <i>wire mesh</i> dengan variasi sumbu z	48
Gambar 4.17	Model kepala manusia dengan elektroda <i>wire mesh</i> ukuran	49

Gambar 4.18	Distribusi medan listrik yang terukur oleh <i>wire mesh</i>	50
Gambar 4.19	Nilai medan listrik setiap titik <i>mesh</i> dengan masukan	52
Gambar 4.20	Nilai medan listrik setiap titik <i>mesh</i> dengan masukan	53
Gambar 4.21	Model kepala manusia 3 dimensi dengan kanker dan elektroda <i>wire mesh</i>	54
Gambar 4.22	Nilai medan listrik setiap titik <i>mesh</i> dengan kanker untuk masukan	55
Gambar 4.23	Nilai medan listrik tanpa elektroda <i>wire mesh</i> ...	56
Gambar 4.24	Nilai medan listrik setiap titik <i>mesh</i> dengan kanker tanpa elektroda <i>wire mesh</i> untuk masukan	57
Gambar 4.25	Penjelasan model kepala manusia dengan elektroda <i>wire mesh</i> aktif	59
Gambar 4.26	Distribusi medan listrik	60
Gambar 4.27	Garis dan arah medan listrik	63
Gambar 4.28	Nilai medan listrik setiap titik <i>mesh</i>	64
Gambar 4.29	Nilai medan listrik yang terukur <i>receiver</i>	65

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1	Parameter fisika untuk <i>subdomain setting</i>	24
------------------	---	----

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	71
----------------	----

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Neoplasma merupakan suatu pertumbuhan dari sel-sel baru yang abnormal di dalam suatu jaringan tubuh manusia. Pertumbuhan ini bersifat progresif dan tidak terkontrol. Neoplasma dibedakan menjadi dua jenis, yaitu neoplasma ganas yang disebut dengan kanker dan neoplasma jinak yang disebut tumor. Brain Tumor atau tumor otak merupakan neoplasma yang dapat bersifat jinak ataupun ganas yang berasal dari inflamasi kronik yang tumbuh di dalam otak, meningen atau tengkorak (David Ovedoff, 2002).

Tumor yang tumbuh awal di dalam otak disebut tumor otak primer. Tumor otak primer dapat menyebar ke bagian lain dari otak atau tulang belakang tetapi jarang menyebar ke bagian lain dari tubuh. Tumor otak primer yang mengalami metastatik akan menjadi tumor otak ganas yang disebut kanker otak. Kanker otak disebut sebagai *silent killer* karena jarang ditemukan tanda-tanda awal pada penderita. Selain itu kanker otak merupakan penyakit yang terbilang langka. Hal ini dibuktikan berdasarkan data statistik dari *The Surveillance, Epidemiology, and End Results* (SEER) pada tahun 2016 yang didapatkan bahwa kanker otak berada di posisi ke-16 dengan jumlah penderita baru sebesar 23,770 jiwa dan jumlah kematian sebesar 16,050 jiwa dan berdasarkan data statistik dari SEER untuk negara Amerika Serikat yang didapatkan bahwa penderita kanker otak hanya sebesar 1,4% dari penderita kanker di Amerika Serikat (SEER, 2016).

Hingga saat ini, metode yang paling umum digunakan untuk penyembuhan kanker otak adalah dengan menggunakan teknik operasi, radioterapi, dan kemoterapi. Penyembuhan kanker tersebut memerlukan biaya yang cukup mahal dan juga memiliki efek negatif terhadap jaringan normal. Dikarenakan hal tersebut maka metode penyembuhan kanker ini belum dapat

menyembuhkan kanker secara maksimal. Metode penyembuhan kanker otak yang belum maksimal menyebabkan tingkat kematian terhadap penyakit kanker ini masih relatif tinggi. Hal ini dibuktikan berdasarkan data statistik dari SEER pada tahun 2006 hingga 2012 yang didapatkan bahwa persentase penderita kanker otak yang bertahan selama lima tahun atau lebih setelah didiagnosa sebesar 33,8% (SEER, 2016).

Pada saat ini, alat-alat terapi kanker masih banyak yang menggunakan sistem radioisotop dan sinar-x yang memberikan dampak negatif berupa radiasi apabila dalam penggunaannya melebihi prosedur yang ditetapkan. Selain itu, dampak lain yang akan timbul dari terapi ini adalah kesakitan dan mual. Penggunaan bahan radiasi juga memerlukan biaya yang besar sehingga hanya kalangan tertentu saja yang dapat menggunakan alat terapi ini. Dari beberapa hal tersebut maka diperlukan suatu alat terapi kanker yang bekerja tanpa menggunakan radiasi, efektif dan akurat dalam penyembuhan kanker, serta bersifat efisien sehingga dapat terjangkau untuk semua kalangan. Saat ini sedang dikembangkan suatu alat terapi untuk menghancurkan sel kanker dalam proses pembelahan menggunakan arus listrik lemah yang berfrekuensi tinggi. Alat terapi ini dinamakan *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT).

Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT) merupakan suatu alat yang digunakan untuk menghancurkan sel kanker ketika proses pembelahan. Alat ini menggunakan sumber listrik bertegangan rendah sebesar 2,4 Volt yang dihubungkan dengan beberapa elektroda yang dikemas dalam bentuk rompi. Alat terapi kanker ini memanfaatkan distribusi medan listrik untuk membunuh sel kanker (Yunita Kusuma Handayani, 2012). Untuk mengetahui distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh alat ini, dilakukan penelitian menggunakan elektroda *wire mesh* sebagai pendeteksi medan listrik. Pada penelitian ini, dilakukan analisa distribusi medan listrik ECCT untuk studi kasus terapi kanker otak menggunakan elektroda *wire mesh* dengan perangkat lunak COMSOL Multiphysics dan MATLAB.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, perumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) pada terapi kanker otak ?
2. Bagaimana mengukur distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) menggunakan elektroda *wire mesh*?
3. Bagaimana distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) yang terukur menggunakan elektroda *wire mesh* dengan variasi kondisi aktif dan pasif?

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah, tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) pada terapi kanker otak.
2. Mengukur distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) menggunakan elektroda *wire mesh*.
3. Mengetahui distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) yang terukur menggunakan elektroda *wire mesh* aktif dan/atau pasif.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah pemfokusan pada analisa distribusi medan listrik dari *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) dalam membunuh sel kanker otak menggunakan elektroda *wire mesh* sebagai pendeteksi medan listrik. Digunakan konsep elektrostatik dalam menganalisis distribusi medan listrik ini. Distribusi medan listrik didapatkan melalui simulasi menggunakan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2 dan MATLAB R2010a.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi mengenai distribusi medan listrik dari alat terapi *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) yang digunakan untuk penyembuhan kanker otak.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan laporan tugas akhir ini dapat diuraikan sebagai berikut :

1. Bab I – Pendahuluan, berisi uraian mengenai latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan laporan penelitian.
2. Bab II – Tinjauan Pustaka, berisi uraian mengenai teori yang mendukung analisis.
3. Bab III – Metodologi Penelitian, berisi perangkat lunak yang digunakan dalam penelitian serta uraian mengenai metode-metode dan tahapan-tahapan yang dilakukan selama penelitian.
4. Bab IV – Analisis Data dan Pembahasan, menjelaskan tentang hasil-hasil yang didapat dari pengerjaan pada penelitian ini, dan analisa data dari hasil pengukuran yang telah dilakukan.
5. Bab V – Kesimpulan dan Saran, berisi uraian mengenai kesimpulan dari hasil analisis data dan pembahasan serta saran-saran yang digunakan untuk mendukung penelitian selanjutnya.
6. Lampiran, berisi data-data yang digunakan dalam penelitian beserta beberapa gambar yang menunjang penelitian ini.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sel Normal Manusia

Sel merupakan kumpulan materi yang paling sederhana yang menyusun suatu organisme hidup. Ketika sel disusun menjadi tingkat organisasi yang lebih tinggi, seperti jaringan dan organ, sel dapat dipisahkan sebagai unit dasar dari struktur dan fungsi organisme. Setiap organisme tersusun dari salah satu dari dua jenis sel yang secara struktural berbeda, yaitu sel prokariotik atau sel eukariotik. Hanya bakteri dan arkea yang memiliki sel prokariotik sedangkan manusia, tumbuhan, protista, jamur, dan hewan memiliki sel eukariotik (Neil A, Campbell, 2002).

Di dalam tubuh manusia tersusun atas sel eukariotik, yaitu sel yang memiliki membran inti dan organel-organel sel. Sebuah eukariotik terdiri dari tiga bagian utama, yaitu membran plasma yang membungkus sel, nukleus atau inti yang menyimpan bahan-bahan genetik sel, dan sitoplasma yang tersusun atas organel-organel sel (Phil Turner, 2005).

Membran plasma atau membran sel adalah suatu struktur membranosa yang sangat tipis yang membungkus setiap sel, memisahkan isi sel dari sekitarnya. Komponen penyusun membran sel antara lain adalah fosfolipid, protein, oligosakarida, glikolipid, dan kolesterol (George Siegel, 2006). Membran sel memiliki struktur yang terdiri dari lapisan lipid yang sangat tipis dan molekul protein, yang saling berikatan satu sama lain dalam interaksi nonkovalen. Membran sel bersifat dinamis, berstruktur cairan, hampir seluruh molekul berpindah pada lapisan membran. Molekul lipid tersusun dari lapisan ganda yang kontinu dengan ketebalan sebesar 5 nm (Bruce Alberts, 2015).

Dua bagian utama interior sel adalah nukleus dan sitoplasma. Nukleus atau inti merupakan sebuah struktur bulat atau oval yang terletak dekat dengan bagian tengah sel. Nukleus dikelilingi oleh suatu membran berlapis ganda yang memisahkan nukleus dengan bagian-bagian sel yang lain. Di dalam nukleus

terdapat materi genetik berupa asam deoksiribonukleat (DNA) yang memiliki dua fungsi penting, yaitu mengatur sebagian besar aktivitas sel dan berfungsi sebagai pusat kontrol sel serta memastikan suatu sel dapat menghasilkan sel anak yang persis dengan induknya sehingga dapat terus dihasilkan jenis sel yang identik di dalam tubuh.

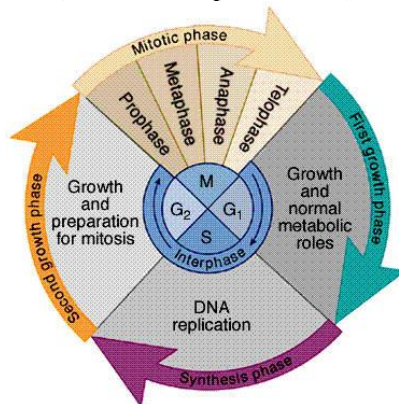
Bagian utama lainnya adalah sitoplasma yang merupakan bagian interior sel yang tidak ditempati oleh nukleus. Sitoplasma mengandung sejumlah struktur tersendiri yang sangat terorganisasi dan terbungkus membran yang disebut organel. Organel-organel ini tersebar di dalam massa kompleks mirip gel yang disebut sitosol. Terdapat pula jaringan sitoskeleton yang menentukan bentuk sel, menyokong organisasi internal, dan mengatur berbagai gerakannya (Yunita Kusuma Handayani, 2012).

2.2 Siklus Sel Manusia

Kemampuan organisme untuk mereproduksi jenisnya merupakan salah satu karakteristik yang paling bisa membedakan antara makhluk hidup dengan benda mati. Kemampuan untuk menghasilkan keturunan ini memiliki dasar seluler. Kelangsungan suatu kehidupan didasarkan pada reproduksi sel atau pembelahan sel. Pembelahan sel memungkinkan manusia dapat tumbuh dan berkembang dari satu sel tunggal yaitu telur yang dibuahi (Neil A. Campbell, 2002).

Ketika manusia tumbuh dewasa, pembelahan sel akan terus berlangsung dan berfungsi dalam pembaharuan dan perbaikan, penggantian sel yang mati akibat penggunaan normal dan sel yang sobek atau mengalami kecelakaan. Pembelahan sel melibatkan distribusi materi genetik yang identik berupa DNA kepada kedua sel anak. Sel yang membelah akan menduplikasi DNA tersebut, mengalokasikan kedua salinan tersebut ke ujung yang berlawanan dalam sel, dan kemudian sel tersebut terpisah menjadi dua sel anak (Arthur B. Pardee, 1976).

Waktu dan laju pembelahan sel dalam manusia merupakan hal yang penting untuk pertumbuhan, perkembangan, dan pemeliharaan yang normal. Frekuensi pembelahan sel berbeda-beda sesuai dengan jenis selnya. Misalnya sel kulit manusia sering melakukan pembelahan sementara sel hati mempertahankan kemampuannya untuk membelah tetapi hanya pada waktu tertentu, seperti ketika proses penyembuhan luka. Beberapa sel yang paling terspesialisasi, seperti sel saraf dan sel otot tidak melakukan pembelahan pada manusia dewasa. Perbedaan siklus sel disebabkan oleh pengaturan pada tingkat molekuler. Siklus sel manusia diatur oleh sistem pengontrolan yang jelas, yaitu berupa sekumpulan molekul yang beroperasi secara siklik dalam sel (Neil A. Campbell, 2002).



Gambar 2.1 Siklus sel manusia (Yunita Kusuma Handayani, 2012)

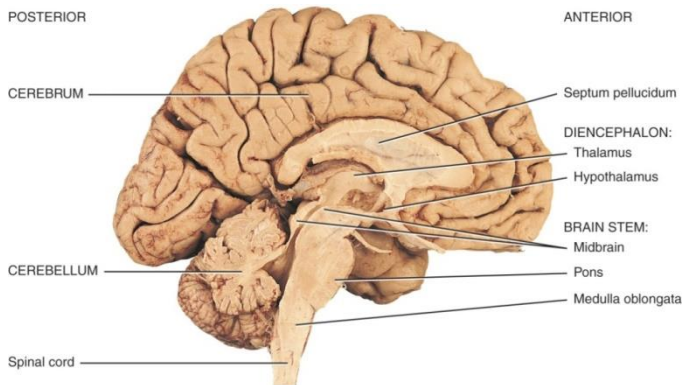
Sel manusia termasuk ke dalam sel organisme multiseluler yang mengalami proses-proses pembelahan sel yang dinamakan siklus sel. Sel-sel tubuh yang aktif melakukan pembelahan memiliki siklus sel yang lengkap. Siklus sel yang dialami manusia terdiri dari dua fase, yaitu fase interfase dan fase mitosis atau pembelahan. Fase interfase terdiri dari tiga fase, yaitu fase growth atau gap 1, fase synthesis, dan fase growth atau gap 2.

Fase mitosis terdiri dari dua fase, yaitu kariokinesis dan sitokinesis. Kariokinesis merupakan proses pembagian materi inti yang terdiri dari beberapa fase, yaitu profase, metafase, dan telofase. Sedangkan sitokinesis merupakan proses pembagian sitoplasma kepada dua sel anak hasil pembelahan (Arthur B. Pardee, 1976).

Fase siklus sel manusia dimulai dari fase synthesis yang merupakan tahap terjadinya replikasi DNA. Kemudian fase mitosis yang merupakan tahap terjadinya pembelahan sel berupa pembelahan biner maupun pembentukan tunas. Kemudian fase gap yang merupakan tahap pertumbuhan bagi sel. Fase ini terbagi menjadi beberapa fase, yaitu fase G₀ yang merupakan tahap pembelahan sel baru dalam keadaan diam atau sel tidak melakukan pertumbuhan maupun perkembangan. Sinyal atau rangsangan dari dalam atau luar sel sangat mempengaruhi kondisi ini. Umumnya terjadi dan beberapa tidak melanjutkan pertumbuhan dan mati. Kemudian fase G₁ yang merupakan tahap sel eukariot mendapatkan sinyal untuk tumbuh antara sitokinesis dan sintesis. Tahap berikutnya adalah fase G₂ yaitu pertumbuhan sel eukariot dan mitosis. Fase-fase ini akan terus berlanjut dari fase sintesis dan berakhir di fase G₂ dan kemudian kembali lagi ke fase sintesis. Dalam konteks mitosis, fase growth dan sintesis disebut sebagai interfase (Yunita Kusuma Handayani, 2012).

2.3 Otak

Setiap bagian dari kontrol otak memiliki perbedaan bentuk dan fungsi mental. Daerah terbesar dari otak adalah cerebrum. Daerah ini terdiri dari dua bagian atau belahan yang dihubungkan oleh syaraf-syaraf. Belahan kiri dari otak mengontrol tubuh bagian kanan dan belahan kanan dari otak mengontrol tubuh bagian kiri. Setiap belahan selanjutnya terbagi menjadi empat bagian yang disebut lobus, yaitu lobus frontal, lobus temporal, lobus parietal, dan lobus osipital seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2 (Jeri Freedman, 2009).



Gambar 2.2 Bagian otak manusia (Markus Hardiyanto, 2013)

Di bagian bawah dari otak besar merupakan batang otak yang dibagi menjadi tiga bagian, yaitu otak tengah yang berada sangat dekat dengan otak besar, pons, dan medulla oblongata. Informasi menghubungkan ke bagian penglihatan, pendengaran, penciuman, pergerakan, dan keseimbangan yang dipindah dari syaraf-syaraf melewati susunan tulang belakang menuju batang otak melalui dua belas syaraf yang terdapat di tengkorak. Otak dibagi menjadi dua jenis sel utama, yaitu sel syaraf yang mengirim dan menerima sinyal listrik dan sel glial yang mendukung dan melindungi struktur dari sel syaraf (Louis J. Cook, 2012).

2.4 Kanker Otak

Kanker merupakan penyakit yang dapat muncul pada hampir semua bagian tubuh. Karakteristik utama pada sel kanker adalah bersifat antisosial, yaitu menjalankan segala aktivitas tanpa mempertimbangkan sel lain dan jaringan lain di sekitarnya. Jika kebanyakan sel normal diatur oleh berbagai mekanisme penjaga agar sel tetap bekerja sama dengan sel lain tetapi untuk sel kanker menyebabkan kerusakan dan mencegah sel lain untuk saling bekerja sama (Yunita Kusuma Handayani, 2012).

Tumor otak merupakan kumpulan dari sel-sel yang tidak diinginkan yang dapat tumbuh di dalam otak dan berdampak terhadap fungsi otak. Sebagian besar tumor otak merupakan hasil dari mutasi genetik atau perubahan gen yang biasanya menjaga sel-sel dari proses reproduksi yang tidak terkontrol. Otak terdiri dari banyak jenis sel yang dapat menjadi akibat dari perkembangan berbagai tumor. Tumor otak dapat menjadi berbahaya yang disebut dengan kanker atau tidak berbahaya. Tumor otak dapat mengecilkan jaringan otak normal dengan menahan daerah dari tulang sehingga jaringan otak akan rusak atau hancur (Jeri Freedman, 2009).

Kenyataannya, tumor otak merupakan penyakit yang tidak terlalu langka. Berdasarkan suatu perkumpulan tumor otak nasional di Amerika menyatakan bahwa 19 dari 100.000 orang menghasilkan tumor otak dan sistem syaraf pusat setiap tahun. Kanker otak merupakan jenis kanker terbesar yang menyebabkan kematian orang-orang yang berusia di bawah 35 tahun (Louis J.Cook, 2012).

Diketahui bahwa terdapat berbagai jenis tumor otak. Jenis-jenis ini berasal dari bagian-bagian yang bermacam-macam dari otak dan tumbuh dari jenis sel yang berbeda. Beberapa jenis dari kanker otak lebih banyak ditemukan pada manusia dewasa dan sebagian lainnya ditemukan pada anak-anak. Terdapat lebih dari 120 jenis dari tumor otak (Jeri Freedman, 2009).

Berdasarkan sifat dan karakteristiknya WHO mengklasifikasikan tumor otak sebagai berikut, glioma (astrocytoma, ganglioglioma, oligodendroglioma, ependymoma), medulloblastoma, lymphoma, meningioma, craniopharyngioma, dan pituitary adenoma. Sedangkan berdasarkan sel yang dijumpai, WHO mengklasifikasikan tumor otak atas 4 grade, yaitu (Paul Kleihues, 2002):

- *Grade I* : sel tumor relative normal dengan pertumbuhan lambat.
- *Grade II* : pertumbuhan sel tumor dan sedikit abnormal.

- *Grade III* : bentuk sel abnormal dan invasive ke area sekitarnya serta menunjukkan keganasan.
- *Grade IV* : bentuk sel abnormal, pertumbuhan cepat dan sangat invasive, serta bersifat ganas.

Berdasarkan histologi dan morfologis, tumor otak terbagi 2, yaitu (Markus Hardiyanto, 2013):

- Benigna (jinak) : batas jelas, dapat diraba, tidak infiltratif, tidak ada metastase.
- Maligna (ganas) : batas tidak jelas, infiltratif / invasive, pertumbuhan cepat dan dijumpai adanya metastase, yang termasuk ini adalah Grade III dan IV.

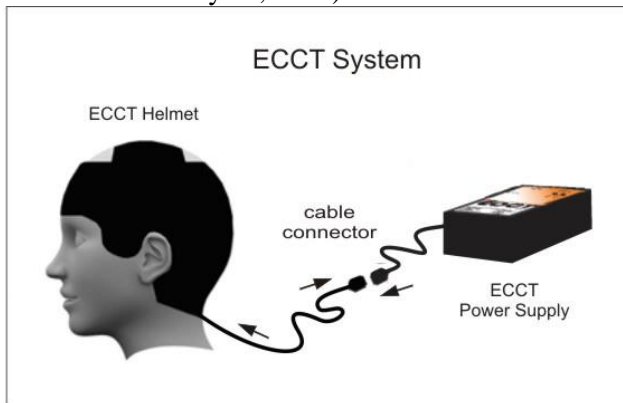
2.5 *Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT)*

Metode terapi kanker kapasitansi listrik atau disebut dengan *Electro Capacitive Cancer Treatment* merupakan metode terapi kanker yang dikembangkan oleh Dr. Warsito P. Taruno M.Eng. ECCT merupakan teknologi terapi kanker yang memanfaatkan medan listrik untuk menghambat pertumbuhan dan menghancurkan sel kanker ketika sel tersebut membelah diri. Hal ini didasari oleh penelitian Yoram Palti yang menyimpulkan bahwa pertumbuhan sel kanker dapat dihambat bahkan dimatikan dengan medan listrik bolak-balik. Medan listrik dapat menembus membran sel dan masuk ke dalam sel serta mempengaruhi sel yang sedang membelah (Yoram Palti, 2007).

Interaksi medan listrik terhadap sel tersebut akan mempengaruhi mikrotubulus di dalam sel yang memiliki dipol listrik yang sangat tinggi. Mikrotubulus terdiri dari momen dipol listrik pada ikatan dimer dan monomer. Medan listrik dapat menghambat tubulin dimer untuk menarik kromatid menuju ke kutub pembelahan sehingga proses pembelahan menjadi terganggu dan jumlah sel yang membelah menjadi lebih sedikit (Markus Hardiyanto, 2013).

ECCT terdiri dari pakaian elektroda atau *apparel* yang terintegrasi dengan sebuah osilator baterai. Pakaian elektroda

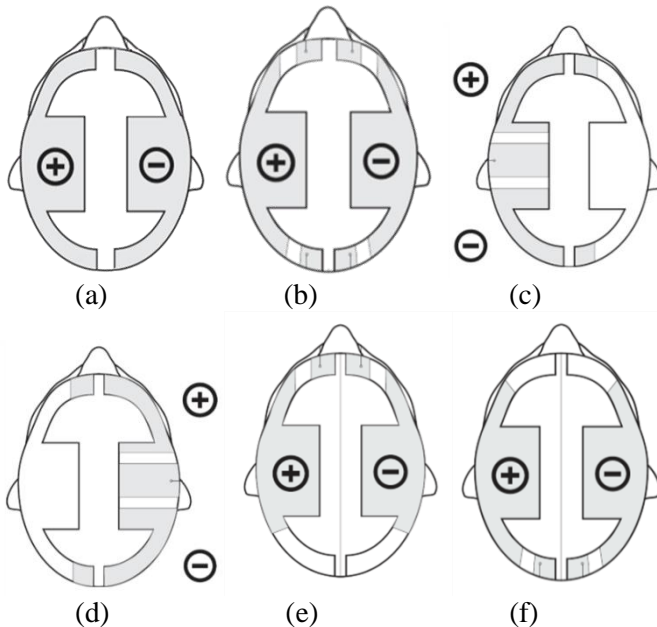
ECCT menyelubungi permukaan tubuh sehingga polaritas dan banyaknya elektroda pada *apparel* didesain agar sel kanker terlingkupi dan dilalui oleh medan listrik statis. Teknik ini bersifat kapasitif karena memanfaatkan medan listrik statis yang ditimbulkan oleh pasangan elektroda yang melingkupi tubuh sebagai medium dielektrik. Teknik kapasitif ini menyebabkan permukaan tubuh tidak perlu dikontakkan secara langsung dengan *apparel*. ECCT menggunakan baterai portabel yang dapat diisi ulang. ECCT mempunyai tegangan output antara 17 hingga 30 V yang diterapkan pada permukaan kepala tanpa kontak langsung (Yunita Kusuma Handayani, 2012).



Gambar 2.3 Rangkaian ECCT (Markus Hardiyanto, 2013)

Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT) pada kanker otak merupakan suatu sistem perangkat yang terdiri atas ECCT *power supply*, *cable connector*, dan *apparel helmet* seperti yang terlihat pada Gambar 2.3. ECCT *power supply* menghasilkan arus listrik lemah berfrekuensi tinggi yang digunakan untuk menghambat proses pembelahan sel kanker dan menghancurkan sel kanker yang sedang membelah. Arus listrik lemah berfrekuensi tinggi ini kemudian dialirkan ke ECCT *apparel helmet* melalui *cable connector*. ECCT *power supply* memiliki tegangan input sebesar 2,4 hingga 3 V dengan rentang frekuensi

sebesar 50 - 500 KHz. Sumber tegangan berasal dari baterai yang dapat diisi ulang atau *rechargeable* dengan *maximum current charging* sebesar 350 mA. Setiap elektroda pada *apparel helmet* ECCT yang melingkupi setengah permukaan kepala memiliki area dengan luas sekitar 350 cm². Terdapat enam *apparel helmet* yang digunakan dalam terapi kanker otak seperti yang terlihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 *Apparel helmet* untuk terapi kanker otak: (a) tipe A, (b) tipe B, (c) tipe C, (d) tipe D, (e) tipe E, (f) tipe F (Markus Hardiyanto, 2013)

Apparel helmet ini dibedakan berdasarkan konfigurasi elektroda yang digunakan dalam terapi kanker otak. Dari penelitian Markus Hardiyanto mengenai efektivitas ECCT berdasarkan tipe konfigurasi elektroda, diperoleh bahwa ECCT dengan konfigurasi elektrode tipe A menghasilkan medan listrik

yang lebih besar dibandingkan tipe B. *Apparel helmet* tipe A digunakan untuk posisi kanker yang terletak pada sebagian besar jaringan otak (Markus Hardiyanto, 2013).

2.6 Medan Listrik

Medan elektrostatik merupakan suatu medan yang terbentuk oleh partikel-partikel statik yang bermuatan, yang muatan-muatannya bernilai konstan terhadap waktu. Persamaan medan elektrostatik dapat diperoleh dari sistem persamaan Maxwell untuk media yang tidak bergerak, yaitu ketika (Kostadin Brandisky, 2010):

$$\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = 0 \quad (2.1)$$

dan

$$\frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} = 0 \quad (2.2)$$

karena karakter statik dari sebuah medan. Diketahui bahwa besaran \mathbf{B} dan \mathbf{D} merupakan densitas fluks magnetik (weber/m²) dan densitas fluks listrik (coulomb/m²). Di samping itu, tidak terdapat rapat arus listrik \mathbf{J} (ampere/m²) karena partikel-partikel bermuatan tidak bergerak, sehingga berlaku (Kostadin Brandisky, 2010):

$$\mathbf{J} = 0 \quad (2.3)$$

Satu-satunya sumber dari medan elektrostatik adalah muatan-muatan dari partikel-partikel bermuatan. Dalam kasus ini tidak ada hubungan antara besaran listrik dengan besaran magnetik, sehingga medan elektrostatik dan medan magnetostatik dapat dianalisa secara terpisah.

Persamaan sederhana dari sistem penuh Maxwell untuk medan elektrostatik adalah (Kostadin Brandisky, 2010):

$$\text{rot } \mathbf{E} = 0 \quad (2.4)$$

$$\text{div } \mathbf{D} = \rho \quad (2.5)$$

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E} \quad (2.6)$$

dengan \mathbf{E} merupakan intensitas medan listrik (V/m), \mathbf{D} merupakan densitas fluks listrik (coulomb/m²), ϵ merupakan

permitivitas medium (farad/m), dan ρ merupakan rapat muatan volum (coulomb/m³) (Kostadin Brandisky, 2010).

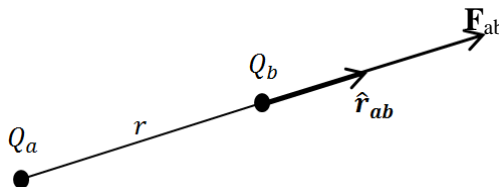
Persamaan (2.4) menunjukkan bahwa medan elektrostatik adalah sebuah medan potensial. Untuk medan potensial, suatu fungsi skalar $V(X,Y,Z)$ dapat dinyatakan sebagai potensial listrik. Hal ini dapat dinyatakan sebagai (David J. Griffiths, 1999):

$$\mathbf{E} = -\text{grad } V \quad (2.7)$$

Medan listrik adalah suatu kuantitas yang dapat menunjukkan kekuatan gaya listrik pada suatu daerah dari sumber muatan pada titik tertentu. Berdasarkan percobaan Charles Augustin de Coulomb, didapatkan hubungan gaya elektrostatik yang memperlihatkan bahwa gaya \mathbf{F}_{ab} (newton) yang diberikan oleh muatan titik stasioner Q_a (coulomb) terhadap muatan titik Q_b (coulomb) yang terletak pada jarak r dinyatakan sebagai berikut (David J. Griffiths, 1999):

$$\mathbf{F}_{ab} = \frac{Q_a Q_b}{4\pi\epsilon_0 r^2} \hat{\mathbf{r}}_{ab} \quad (2.8)$$

Diketahui bahwa unit vektor $\hat{\mathbf{r}}_{ab}$ dari titik Q_a ke Q_b . Konstanta ϵ_0 merupakan permitivitas pada ruang hampa sebesar $8,85 \times 10^{-12}$ farad/m. Hal ini disebut sebagai hukum Coulomb. Ketika dua buah muatan terpisah pada jarak tertentu maka kedua muatan tersebut akan mengalami suatu interaksi yang dikenal dengan gaya Coulomb. Gaya antar muatan tersebut akan saling tolak-menolak pada dua muatan yang sama, dan akan saling tarik-menarik pada dua muatan yang berbeda.



Gambar 2.5 Muatan Q_a dan Q_b terpisah pada jarak r (David J. Griffiths, 1999)

Medan listrik merupakan garis gaya yang dapat dirasakan di sekitar muatan pada jarak tertentu. Medan listrik merupakan besaran vektor yang dapat dinyatakan sebagai berikut (David J. Griffiths, 1999):

$$\mathbf{E} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_V \frac{\rho \hat{\mathbf{r}}}{r^2} d\mathbf{v}' \quad (2.9)$$

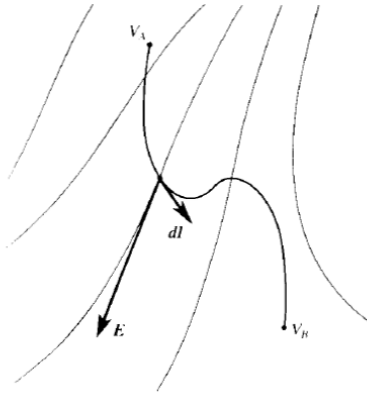
Apabila titik acuan ditentukan pada $R(X_0, Y_0, Z_0)$ dan fungsi skalar V dari $P(X, Y, Z)$ didefinisikan sebagai (David J. Griffiths, 1999):

$$V_p = \int_p^R \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} \quad (2.10)$$

Integrasi pada pasangan titik A dan B dapat dinyatakan sebagai berikut (David J. Griffiths, 1999):

$$-\int_B^A \nabla V \cdot d\mathbf{l} = V_A - V_B = \int_B^A \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} \quad (2.11)$$

Dan dapat diilustrasikan seperti pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Medan listrik pada beda potensial V_A dan V_B (David J. Griffiths, 1999)

Gambar 2.6 menunjukkan beda potensial V_A dan V_B antara dua titik yang berada pada integral garis $\mathbf{E} \cdot d\mathbf{l}$ dari titik A ke titik B. Diketahui bahwa $d\mathbf{l}$ merupakan elemen sepanjang integrasi berjalan (David J. Griffiths, 1999).

2.7 Interaksi Medan Listrik dalam Tubuh Manusia

Interaksi medan listrik dengan tubuh manusia berkaitan dengan sifat konduktif yang dimiliki tubuh manusia. Sebagian tubuh manusia bersifat konduktif yang terdiri dari material dengan konstanta dielektrik, ketebalan dan karakteristik impedansi yang berbeda. Sifat kelistrikan pada jaringan biologis dapat digambarkan dengan mendefinisikan permitivitas dielektrik ϵ dan konduktivitas σ (Markus Hardiyanto, 2013). Permitivitas dielektrik terkait dengan perilaku dielektrik pada material sedangkan konduktivitas berhubungan dengan interaksi medan listrik yang dapat diterapkan pada jaringan (Yunita Kusuma Handayani, 2012).

Material pada jaringan biologis terdiri dari molekul dipol netral yang dikenal sebagai dielektrik. Medan listrik memiliki orientasi dipol listrik yang bergantung pada gaya desak muatan dan elemen polar. Interaksi medan listrik dengan tubuh manusia menyebabkan pergerakan dari partikel-partikel bermuatan, mengarahkan atau mengubah bentuk struktur-struktur seluler. Medan listrik dapat menimbulkan efek biologis berdasarkan rentang frekuensi sumber medan listrik tersebut. Medan listrik pada frekuensi menengah dapat digunakan sebagai terapi kanker karena tidak menimbulkan efek biologis bagi jaringan tubuh manusia dan memiliki daya penghambat serta penghancur pembelahan sel (Markus Hardiyanto, 2013).

Medan listrik dengan karakteristik khusus mampu mencegah pertumbuhan dari sel kanker dan sel-sel yang aktif membelah. Namun, ketika suatu kanker berada dalam sebuah daerah target di bawah permukaan tubuh, hal ini dapat menyulitkan persebaran medan yang bermanfaat ke daerah target tersebut. Kesulitan ini dapat diatasi dengan meletakkan sebuah panduan medan biokompatibel di antara permukaan tubuh dan daerah target, meletakkan elektroda-elektroda pada kedua sisi dari panduan medan, dan memberikan suatu tegangan AC dengan frekuensi yang sesuai dan amplitudo di antara elektroda-elektroda. Pengaturan ini menyebabkan panduan medan sebagai

rute untuk medan bermanfaat ke daerah target. Dalam suatu perwujudan alternatif, satu elektroda diletakkan tepat di atas panduan medan (Yoram Palti, 2006).

Ketika sel-sel yang berada di medan listrik lemah dan arus bola-balik dengan frekuensi tinggi pada rentang 50 kHz hingga 500 kHz, tidak akan berpengaruh terhadap sel-sel yang sedang tidak melakukan pembelahan. Pada rentang frekuensi inilah yang dapat digunakan untuk membunuh sel kanker tanpa merusak sel-sel normal (Yoram Palti, 2007).

BAB III

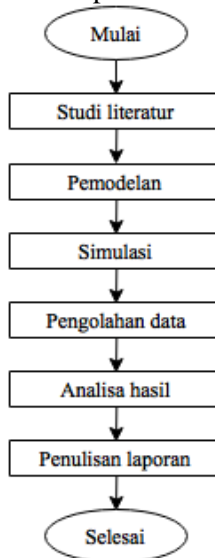
METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian tugas akhir ini adalah komputer berbasis Windows 10, perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2, dan perangkat lunak MATLAB R2010a.

3.2 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian yang dilakukan secara umum terbagi menjadi beberapa tahap, yaitu studi literatur, pemodelan, simulasi, pengolahan data, analisa hasil, dan penulisan laporan. Gambar 3.1 merupakan skema penelitian yang dilakukan.



Gambar 3.1 Skema penelitian

3.2.1 Studi Literatur

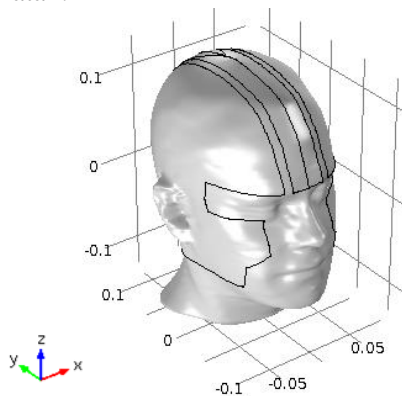
Pada tahap ini, dilakukan studi literatur terkait prinsip kerja *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT), sel kanker otak,

teori medan listrik, interaksi medan listrik terhadap sel kanker, sistem elektroda *wire mesh*, dan simulasi menggunakan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2 dan MATLAB R2010a.

3.2.2 Pemodelan

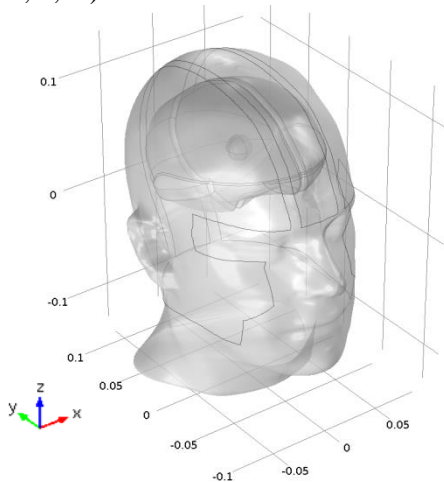
Tahap pemodelan terdiri dari tahap penentuan parameter desain dan pembuatan desain geometri. Geometri yang dibuat pada penelitian ini adalah geometri kepala manusia, geometri sistem ECCT untuk terapi kanker otak dan geometri elektroda *wire mesh*. Penentuan parameter desain geometri disesuaikan dengan hasil studi literatur yang telah dilakukan. Pembuatan desain geometri menggunakan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2.

Untuk parameter desain geometri kepala manusia, digunakan ukuran lingkaran kepala pria dewasa rata-rata dari hasil penelitian Bushby (1992), yaitu sekitar 0,55 m. Pada penelitian ini, digunakan geometri kepala manusia padat tanpa anatomi hingga bagian leher. Untuk sistem ECCT, digunakan *apparel helmet* ECCT tipe A yang terdiri dari tiga elektroda. Sistem ECCT ini diletakkan menempel di sekitar geometri kepala seperti pada Gambar 3.2. Hal ini dilakukan karena keterbatasan perangkat lunak yang tidak dapat mendeteksi dua geometri yang sangat berdekatan.



Gambar 3.2 Desain geometri kepala manusia dengan ECCT

Pada tahap ini, dilakukan pula pembuatan desain geometri kepala manusia padat dengan anatomi dan kanker seperti pada Gambar 3.3. Anatomi yang diberikan berupa bagian *brain white matter* dengan jarak terhadap lapisan luar kepala sebesar 0,02 m. Sedangkan untuk desain kanker berbentuk bola padat dengan diameter 0,02 m yang diletakkan di bagian tengah otak pada koordinat (0; 0; 0,06).

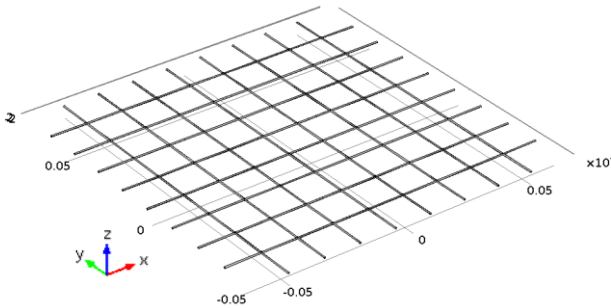


Gambar 3.3 Desain geometri dengan otak dan kanker

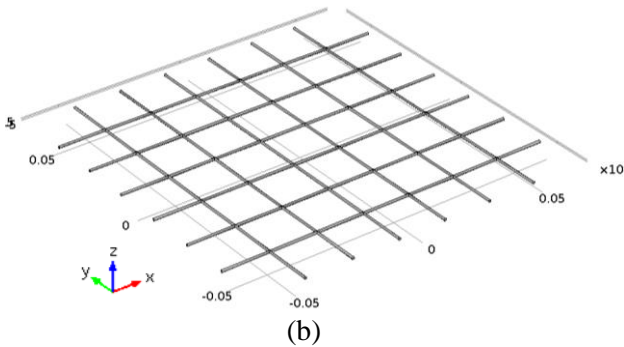
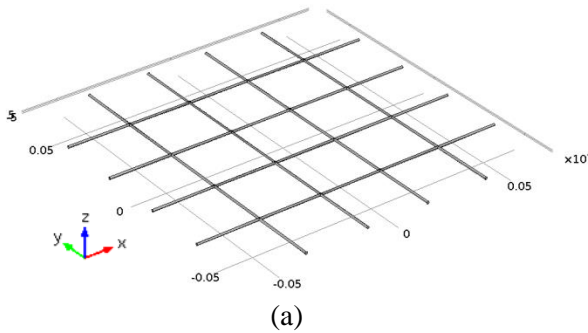
Untuk parameter desain geometri elektroda *wire mesh*, digunakan panjang kawat sebesar 0,13 m dan diameter kawat sebesar 0,0007 m. Pada penelitian ini, elektroda *wire mesh* utama yang digunakan berukuran 8×8 yang saling menempel antar dua bagian seperti pada Gambar 3.4. Dengan parameter yang sama, dibuat geometri elektroda *wire mesh* berukuran 4×4 dan 6×6 sebagai pembandingan seperti pada Gambar 3.5.

Penelitian ini menggunakan dua kondisi elektroda *wire mesh*, yaitu kondisi aktif dan pasif. Untuk kondisi pasif, elektroda *wire mesh* tidak diberikan masukan tegangan dan bertindak sebagai *receiver*. Sedangkan untuk kondisi aktif, elektroda *wire mesh* diberikan masukan tegangan dan bertindak sebagai *receiver*.

serta *transmitter* sehingga diperlukan desain geometri yang berbeda.

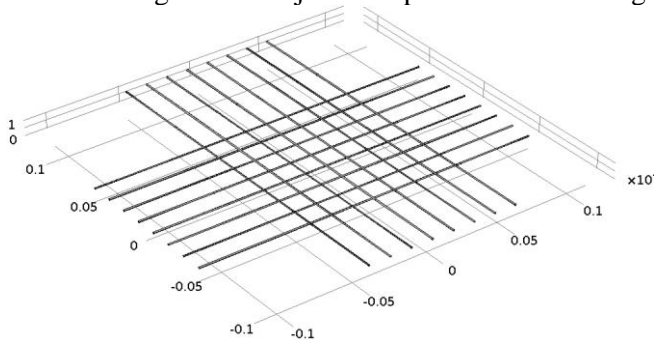


Gambar 3.4 Desain geometri elektroda *wire mesh* 8×8



Gambar 3.5 Desain geometri elektroda *wire mesh*: (a) 4×4
(b) 6×6

Untuk kondisi aktif, elektroda *wire mesh* diberikan penambahan panjang di setiap ujung kawat sebesar 0,05 m. Pada kondisi ini, elektroda *wire mesh* dibedakan menjadi dua bagian, yaitu bagian *transmitter* dan *receiver*. Sehingga kedua bagian tersebut dipisah dengan jarak 0,01 m seperti pada Gambar 3.6. Hal ini dilakukan agar tidak terjadi arus pendek di kedua bagian.



Gambar 3.6 Desain geometri elektroda *wire mesh* aktif

3.2.3 Simulasi

Tahap ini merupakan tahap simulasi desain geometri yang telah dibuat dengan menggunakan pendekatan teori elektrostatis. Pada tahap simulasi ini dilakukan pengaturan parameter fisika dengan menggunakan program COMSOL Multiphysics 5.2. Pengaturan yang dilakukan, yaitu *subdomain setting*, *boundary setting*, *free mesh parameter*, dan *solver parameter*.

1. *Subdomain setting*

Tahap *subdomain setting* ini berupa pemberian jenis bahan yang akan digunakan pada desain geometri. Parameter fisika yang dibutuhkan dalam simulasi dimasukkan dalam *subdomain setting* ini. Parameter fisika tersebut adalah permitivitas relatif ϵ_r dan konduktivitas listrik σ . Berdasarkan studi literatur, diketahui bahwa parameter fisik untuk jaringan tubuh bergantung pada frekuensi yang diberikan seperti pada Tabel 3.1. Pada simulasi ini digunakan frekuensi 100 dan 200 kHz.

Tabel 3.1 Parameter fisika untuk *subdomain setting*

Bahan	Permitivitas Relatif		Konduktivitas (S/m)	
	100 kHz	200 kHz	100 kHz	200 kHz
Udara	1	1	0	0
Tembaga	1	1	$5,998 \times 10^7$	$5,998 \times 10^7$
Otak	2107,6	1288,6	0,081845	0,086765
Kanker	2860,9	2459,1	0,53605	0,54

2. Boundary setting

Boundary setting dilakukan untuk membatasi bagian geometri yang berperan sebagai elektroda kapasitif, yaitu elektroda ECCT dan elektroda *wire mesh*. Pemilihan *boundary* diatur sesuai dengan rancangan elektroda pada desain geometri yang telah dibuat. Untuk *boundary setting* menggunakan sistem ECCT diasumsikan bahwa elektroda ECCT menempel langsung pada kulit kepala manusia. Hal ini dilakukan karena COMSOL terbatas untuk membedakan dua geometri garis yang sangat berdekatan. Sehingga menjadikan geometri yang mewakili geometri kulit juga dianggap sebagai geometri elektroda ECCT yang menempel pada kulit kepala manusia.

Pada simulasi ini digunakan parameter masukan berupa fungsi gelombang secara umum:

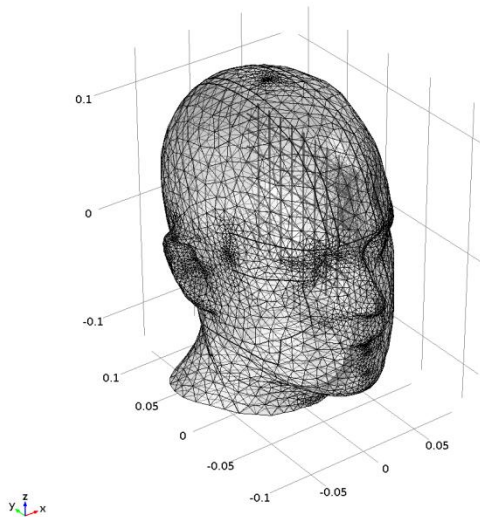
$$V = V_0 \sin(2\pi f t) \quad (3.1)$$

Dengan V_0 merupakan tegangan sumber yang digunakan, π merupakan konstanta dengan nilai 3,14, f merupakan frekuensi tegangan, dan t merupakan lamanya simulasi. Untuk simulasi ini, digunakan lama waktu simulasi yang merupakan hasil dari $1/f$. Parameter ini didapat dari pengolahan menggunakan Matlab dan kemudian dimasukkan pada submenu *interpolation* pada COMSOL.

Untuk simulasi ini digunakan variasi tegangan masukan sebesar 10 dan 20 V. Sedangkan untuk frekuensi digunakan variasi frekuensi sebesar 100 dan 200 kHz. Hal ini disesuaikan dengan hasil studi literatur yang telah dilakukan.

3. *Free mesh parameter*

Pada bagian ini dilakukan pengaturan parameter *mesh* yang akan mempengaruhi keakuratan data simulasi. Parameter ini juga akan berpengaruh pada lamanya proses simulasi. Proses *meshing* yang dilakukan merupakan penyelesaian suatu kasus dengan membagi domain kasus tersebut dalam bagian yang lebih kecil. Diketahui bahwa semakin kecil ukuran *meshing* maka semakin akurat solusi yang diperoleh. Pada simulasi ini digunakan ukuran *finer* pada *free mesh parameter* seperti pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7 Hasil *meshing*

4. *Solver parameter*

Pada bagian ini dilakukan pengaturan parameter simulasi berupa *physics* dan *study*. Tujuan simulasi ini adalah untuk mendapatkan distribusi medan listrik sehingga digunakan *electrostatics (es)* sebagai parameter *physics*. Simulasi yang dilakukan bergantung pada waktu sehingga parameter *study* yang digunakan sebagai *solver parameter* adalah *time dependent*.

Pengaturan *time stepping* disesuaikan dengan ketentuan yang telah diatur pada *boundary setting*. Tahap *solver* ini dilakukan untuk memperoleh distribusi medan listrik dan nilai medan listrik pada titik *mesh* pada elektroda *wire mesh*. Nilai medan listrik didapat menggunakan metode *gridding* yang disesuaikan dengan koordinat titik *mesh*.

Untuk kondisi elektroda *wire mesh* aktif, dilakukan tahap iterasi atau pengulangan menggunakan COMSOL with Matlab. Hal ini dilakukan agar didapatkan nilai medan listrik pada setiap *looping* sumber tegangan elektroda *wire mesh* yang bertindak sebagai *transmitter*. Simulasi yang telah dilakukan disimpan dalam bentuk tipe file matlab (.m) dan kemudian dilakukan proses *running* menggunakan COMSOL with Matlab.

3.2.4 Pengolahan Data

Setelah tahap simulasi, dilakukan tahap pengolahan data medan listrik yang didapat dari simulasi menggunakan metode *gridding*. Data medan listrik tiap titik *mesh* yang didapat berupa nilai medan listrik terhadap sumbu X, Y, dan Z. Sehingga perlu dilakukan pengolahan data untuk didapatkan nilai medan listrik resultan menggunakan Matlab. Persamaan medan listrik resultan yang digunakan adalah:

$$E = \sqrt{E_x^2 + E_y^2 + E_z^2} \quad (3.2)$$

Diketahui E merupakan nilai medan listrik resultan atau nilai medan listrik sebenarnya (V/m). Nilai medan listrik pada tiap titik *mesh* tersebut juga ditampilkan dalam bentuk citra menggunakan Matlab. Hal ini dilakukan untuk mengetahui kualitas citra distribusi medan listrik yang didapatkan berdasarkan ukuran elektroda *wire mesh*.

3.2.5 Analisa Hasil

Hasil akhir penelitian yang telah dilakukan berupa citra distribusi medan listrik yang diperoleh dari simulasi menggunakan COMSOL dan nilai medan listrik sebenarnya serta

citra distribusi medan listrik yang diperoleh dari pengolahan data menggunakan Matlab. Dilakukan perbandingan distribusi medan listrik yang dihasilkan dari simulasi dengan yang didapat dari pengolahan data. Data nilai medan listrik digunakan untuk membentuk profil medan listrik untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh*.

3.2.6 Penulisan Laporan

Dari penelitian yang telah dilakukan, didapat hasil yang perlu dianalisis dalam laporan tugas akhir.

”Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB IV

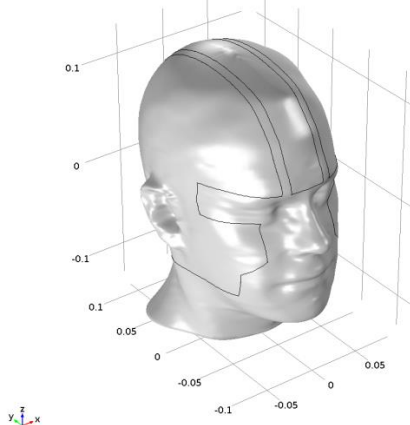
ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Karakteristik Medan Listrik ECCT

Telah dilakukan tahap simulasi distribusi medan listrik ECCT menggunakan perangkat lunak COMSOL Multiphysics 5.2. Tujuan simulasi ini untuk mengetahui karakteristik medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A pada medium dielektrik. Adapun tahap simulasi yang dilakukan adalah tahap simulasi pada model kepala manusia tanpa anatomi dengan variasi tegangan dan frekuensi serta tahap simulasi pada model kepala manusia dengan anatomi dan kanker.

4.1.1 Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia

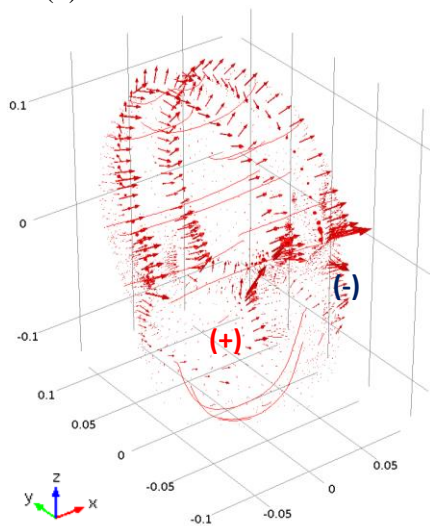
Simulasi ini dilakukan untuk mengetahui distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT pada kepala manusia. Pada simulasi ini digunakan model kepala manusia tanpa anatomi dengan sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi sebagai medium udara. Elektroda ECCT terpasang pada permukaan model kepala untuk menghasilkan medan listrik didalamnya seperti pada Gambar 4.1.



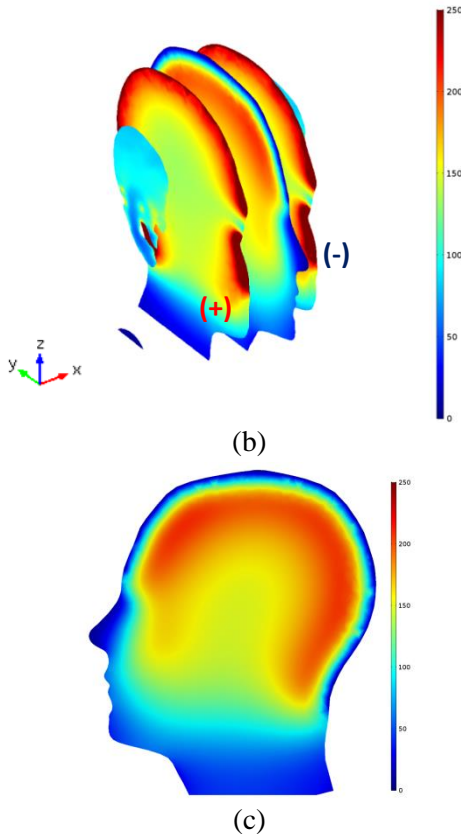
Gambar 4.1 Model kepala manusia 3 dimensi

Simulasi yang telah dilakukan menggunakan sinyal masukan berbentuk kotak dengan tegangan *peak-to-peak* sebesar 10 V dan frekuensi 100 kHz yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian kanan dengan masukan positif dan bagian kiri dengan masukan negatif yang terpasang pada permukaan model kepala. Digunakan juga kondisi ground dengan tegangan masukan 0 V yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian atas. Hasil simulasi berupa garis dan arah medan listrik serta 5 potongan vertikal terhadap sumbu X dari distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.2.

Pada Gambar 4.2(a) terlihat garis berwarna merah yang menandakan garis medan listrik dan panah berwarna merah yang menandakan arah medan listrik. Arah medan listrik dari elektroda dengan masukan positif menuju elektroda dengan masukan negatif. Garis medan listrik tersebar tidak hanya di bagian kepala yang terlindungi oleh elektroda ECCT tetapi juga tersebar di bagian leher. Namun medan listrik yang tersebar di bagian leher sangat lemah dengan nilai mendekati 0 V/m seperti yang terlihat pada Gambar 4.2(b).



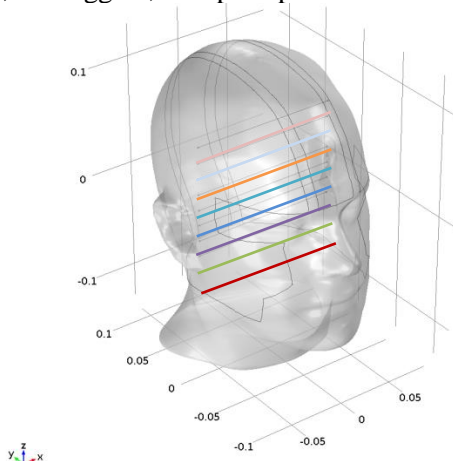
(a)



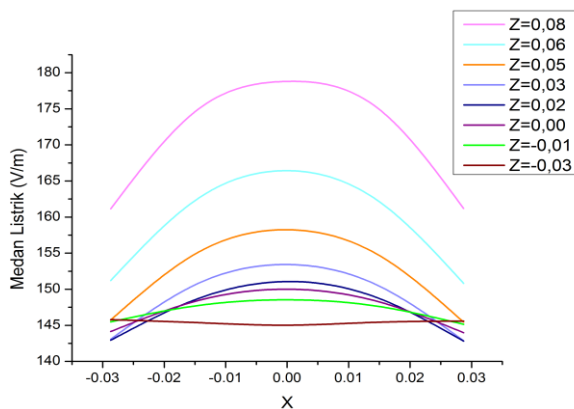
Gambar 4.2 Hasil simulasi pada model kepala manusia 3 dimensi sebagai medium udara: (a) Garis dan arah medan listrik, Distribusi medan listrik pada: (b) 4 potongan dan (c) 1 potongan

Dari hasil simulasi juga dilakukan pembuatan profil medan listrik pada model 3 dimensi kepala manusia tanpa anatomi dengan medium udara dari data hasil simulasi. Profil medan listrik digunakan untuk mengetahui distribusi medan listrik yang dihasilkan ECCT. Data medan listrik yang ditampilkan merupakan data tiap titik yang terdapat di sepanjang garis sumbu

X pada rentang $-0,028$ hingga $0,028$ dengan jarak tiap titik sebesar $0,014$ yang terletak pada sumbu $Y = -0,004$ seperti pada Gambar 4.3. Pada profil medan listrik, ditampilkan perbandingan distribusi medan listrik dengan variasi sumbu Z yang berada pada rentang $-0,03$ hingga $0,08$ seperti pada Gambar 4.4.



Gambar 4.3 Model kepala manusia 3 dimensi dengan 8 garis pengukuran medan listrik



Gamabr 4.4 Profil medan listrik model kepala 3 dimensi sepanjang garis dengan variasi sumbu Z

Diketahui bahwa profil medan listrik menunjukkan distribusi medan listrik sepanjang garis pada sumbu X yang telah ditentukan. Dari analisa profil medan listrik berdasarkan sumbu X , didapatkan bahwa nilai medan listrik tertinggi sepanjang garis berada di $X = 0$. Namun, hal ini tidak berlaku untuk medan listrik pada $X = 0$ di sumbu $Z = -0,03$. Hal ini dikarenakan pada $Z = -0,03$, posisi elektroda ECCT yang bertindak sebagai ground sangat jauh dengan posisi pengukuran. Dari analisa profil medan listrik berdasarkan sumbu Z , didapatkan bahwa terjadi penurunan nilai medan listrik pada garis dengan sumbu Z yang mendekati negatif.

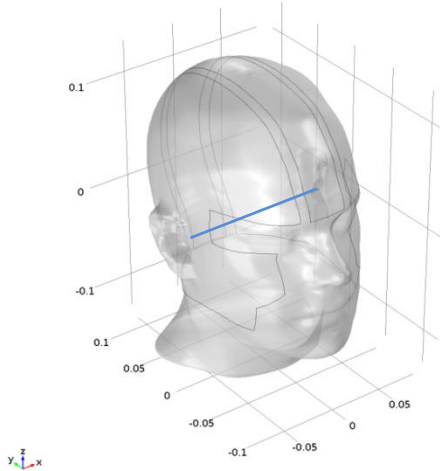
Pada profil medan listrik model kepala 3 dimensi pada seluruh garis, didapatkan nilai medan listrik tertinggi adalah sebesar 178,8 V/m. Sedangkan nilai medan listrik rata-rata adalah sebesar 151,92 V/m. Nilai medan listrik ini berada di rentang yang sama dengan nilai medan listrik yang didapat dari penelitian Markus Handriyanto (2013).

4.1.2 Distribusi Medan Listrik dengan Variasi Tegangan dan Frekuensi

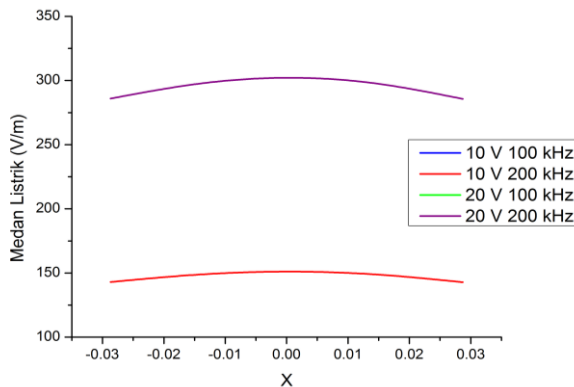
Untuk mengetahui hubungan tegangan dan frekuensi terhadap nilai medan listrik, dilakukan simulasi pada ECCT *Apparel Helmet* tipe A dengan menerapkan tegangan *peak-to-peak* yang berbeda, yaitu 10 dan 20 V dengan frekuensi yang berbeda, yaitu 100 dan 200 kHz. Simulasi ini dilakukan pada model kepala manusia 3 dimensi tanpa anatomi pada Gambar 4.1 sebagai medium udara.

Dilakukan pembuatan profil medan listrik pada model 3 dimensi kepala manusia tanpa anatomi dengan medium udara dari data hasil simulasi terhadap variasi tegangan dan frekuensi. Profil medan listrik ini digunakan untuk membandingkan distribusi medan listrik yang dihasilkan ECCT berdasarkan nilai tegangan dan frekuensi yang diberikan. Data medan listrik yang ditampilkan merupakan data tiap titik yang terdapat sepanjang garis sumbu X pada rentang -0,028 hingga 0,028 dengan jarak tiap

titik sebesar 0,014 yang terletak pada sumbu $Y = -0,004$ dan sumbu $Z = 0,02$ seperti pada Gambar 4.5. Pada profil medan listrik, ditampilkan perbandingan distribusi medan listrik dengan variasi tegangan dan frekuensi seperti pada Gambar 4.6.



Gambar 4.5 Model kepala manusia 3 dimensi dengan 1 garis pengukuran medan listrik



Gambar 4.6 Profil medan listrik model kepala 3 dimensi sepanjang garis dengan variasi tegangan dan frekuensi

Berdasarkan penelitian Ahmad Yulianto (2013) berupa perbandingan nilai medan listrik pada variasi frekuensi 100 Hz, 100 kHz, dan 100 MHz, didapatkan perbedaan nilai maksimum medan listrik antara frekuensi tersebut adalah relatif kecil. Sehingga dapat dikatakan bahwa frekuensi tidak terlalu berpengaruh terhadap perubahan nilai medan listrik.

Pada profil medan listrik ini, ditunjukkan perbandingan distribusi medan listrik berdasarkan nilai tegangan dan frekuensi pada medium udara di sepanjang garis yang telah ditentukan. Dari analisa profil medan listrik, didapatkan bahwa nilai frekuensi tidak mempengaruhi besar medan listrik sepanjang garis sumbu X. Hasil ini sesuai dengan hasil penelitian yang dilakukan Ahmad Yulianto.

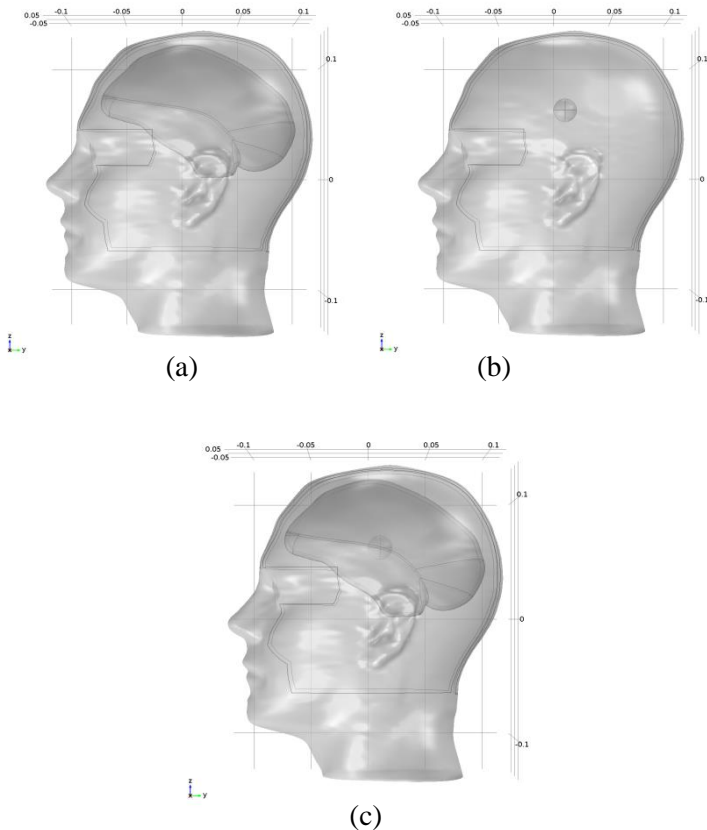
Dari profil medan listrik, didapatkan peningkatan medan listrik pada saat peningkatan nilai tegangan. Untuk tegangan masukan 10 V, didapatkan nilai medan listrik tertinggi adalah sebesar 151,06 V/m dan nilai medan listrik rata-rata adalah sebesar 146,90 V/m. Sedangkan untuk tegangan masukan 20 V, didapatkan nilai medan listrik tertinggi adalah sebesar 302,13 V/m dan nilai medan listrik rata-rata adalah sebesar 293,79 V/m.

Berdasarkan analisa tersebut, didapat bahwa nilai medan listrik pada medium udara hanya bergantung pada nilai tegangan masukan dari elektroda ECCT. Hal ini sesuai dengan hasil penelitian Ahmad Yulianto (2013) yang menyatakan bahwa perubahan tegangan menyebabkan kuat medan listrik mengalami peningkatan atau penurunan dan setiap kenaikan 1 V akan menyebabkan nilai medan listrik menjadi dua kali lipatnya.

4.1.3 Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia dengan Anatomi dan Kanker

Simulasi ini dilakukan untuk mengetahui distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT pada kepala manusia dengan anatomi dan kanker. Pada simulasi ini digunakan 3 model, yaitu model kepala manusia dengan anatomi tanpa kanker, model kepala manusia dengan kanker tanpa anatomi, dan model kepala

manusia dengan anatomi dan kanker. Ketiga model ini dilingkupi oleh sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi seperti pada Gambar 4.7.



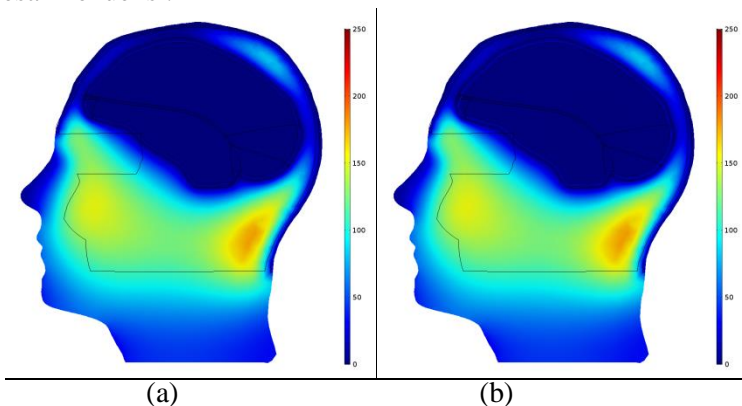
Gambar 4.7 Model kepala manusia: (a) dengan anatomi, (b) dengan kanker, (c) dengan anatomi dan kanker

Anatomi kepala manusia yang digunakan pada simulasi ini adalah *Brain White Matter*. Untuk lapisan terluar dengan elektroda ECCT dianggap sebagai medium udara. Pada model

dengan kanker, kanker terletak di bagian tengah otak dengan titik pusat pada koordinat (0;0,01; 0,06). Tujuan dilakukan simulasi pada 3 model yang berbeda adalah untuk mengetahui distribusi medan listrik ECCT pada setiap model.

Simulasi yang telah dilakukan menggunakan sinyal masukan berbentuk kotak dengan tegangan *peak-to-peak* sebesar 10 V dan variasi frekuensi sebesar 100 dan 200 kHz. Digunakan variasi frekuensi untuk mengetahui pengaruh frekuensi terhadap distribusi medan listrik pada medium dielektrik yang berbeda. Hasil simulasi berupa potongan vertikal terhadap sumbu $X = 0$ dari distribusi medan listrik. Distribusi medan listrik ditunjukkan dalam bentuk perubahan warna pada skala 0–250 V/m.

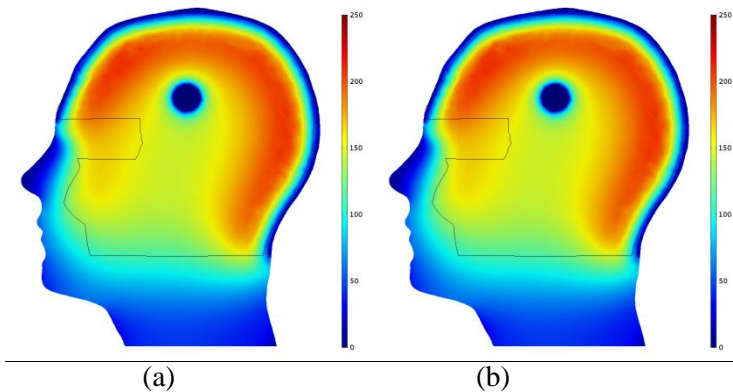
Pada hasil simulasi model kepala manusia dengan anatomi didapatkan bahwa perubahan frekuensi tidak merubah distribusi medan listrik secara signifikan seperti pada Gambar 4.8. Perubahan kecil hanya terlihat pada daerah pinggir *Brain White Matter*. Hal ini disebabkan oleh perubahan nilai permitivitas relatif pada daerah *Brain White Matter* yang bergantung pada besar frekuensi.



Gambar 4.8 Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan anatomi untuk masukan: (a) 10 V dan 100 kHz (b) 10 V dan 200 kHz

Pada Gambar 4.8, didapatkan bahwa distribusi medan listrik pada daerah *Brain White Matter* dengan permitivitas relatif di atas 1000 sangat rendah. Hal ini sesuai dengan konsep Maxwell yang menyatakan bahwa semakin tinggi nilai permitivitas relatif maka semakin rendah nilai medan listrik dan sebaliknya.

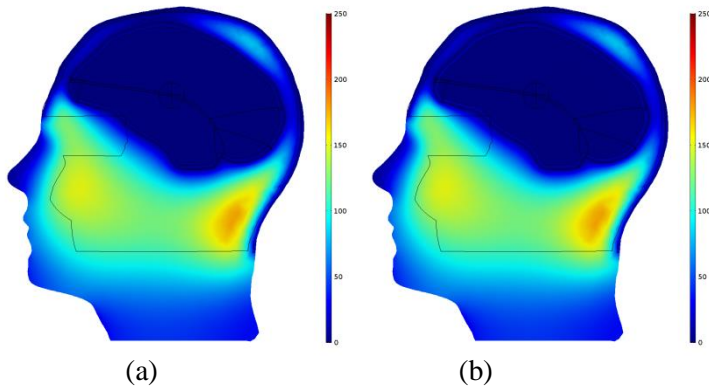
Untuk hasil simulasi model kepala manusia dengan kanker didapatkan bahwa distribusi medan listrik tidak dipengaruhi oleh frekuensi. Hal ini disebabkan oleh nilai permitivitas relatif pada daerah kanker yang bergantung pada besar frekuensi adalah mendekati sama. Pada Gambar 4.9, didapatkan bahwa distribusi medan listrik pada daerah medium udara relatif lebih tinggi dibandingkan medium udara pada model kepala dengan anatomi. Hal ini disebabkan oleh ukuran medium dielektrik dan jarak terhadap sumber. Diketahui bahwa distribusi medan listrik pada daerah kanker dengan nilai permitivitas relatif di atas 2000 lebih kecil dibandingkan pada daerah medium udara.



Gambar 4.9 Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan kanker untuk masukan: (a) 10 V dan 100 kHz
(b) 10 V dan 200 kHz

Distribusi medan listrik pada model kepala manusia dengan anatomi dan kanker sama dengan distribusi medan listrik pada model kepala manusia dengan anatomi. Seperti pada model

sebelumnya, didapatkan bahwa perubahan frekuensi tidak merubah distribusi medan listrik secara menyeluruh. Perubahan kecil hanya terlihat pada daerah pinggir *Brain White Matter*. Pada Gambar 4.10, didapatkan bahwa kanker yang berada di daerah *Brain White Matter* tidak mempengaruhi distribusi medan listrik di daerah tersebut. Hal ini disebabkan perbandingan nilai permitivitas relatif antara daerah *Brain White Matter* tidak terlalu besar.

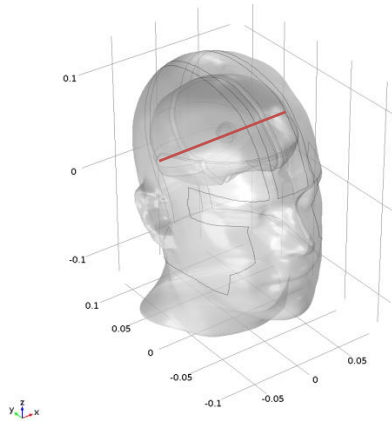


Gambar 4.10 Hasil simulasi pada model kepala manusia dengan anatomi dan kanker untuk masukan: (a) 10 V dan 100 kHz (b) 10 V dan 200 kHz

Dari hasil simulasi tersebut, didapatkan bahwa nilai medan listrik maksimum tidak didapat di dalam medium dengan nilai permitivitas yang tinggi melainkan di daerah permukaan medium tersebut dan/atau dekat dengan elektroda ECCT. Hasil ini sesuai dengan hasil penelitian yang dilakukan oleh Ahmad Yulianto (2013) yang menyatakan bahwa distribusi medan listrik maksimum hanya terpusat pada ujung-ujung elektroda dan berkumpul pada permukaan medium dengan permitivitas tinggi.

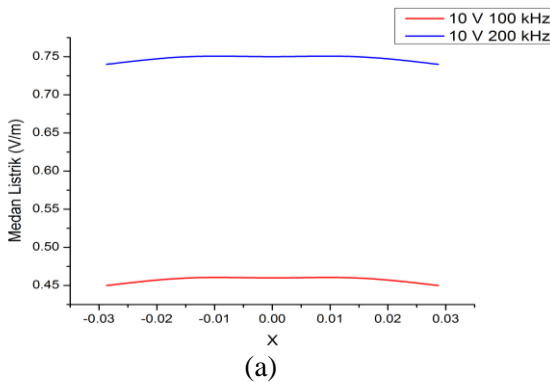
Pada simulasi ini dilakukan analisa profil medan listrik sepanjang garis sumbu X yang memotong titik pusat kanker pada ketiga model untuk mengetahui pengaruh medium dielektrik dan

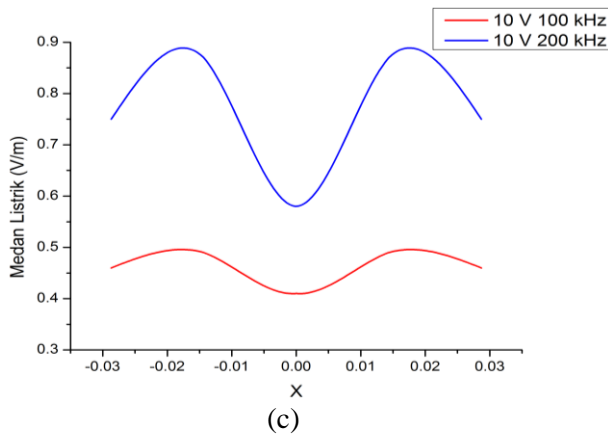
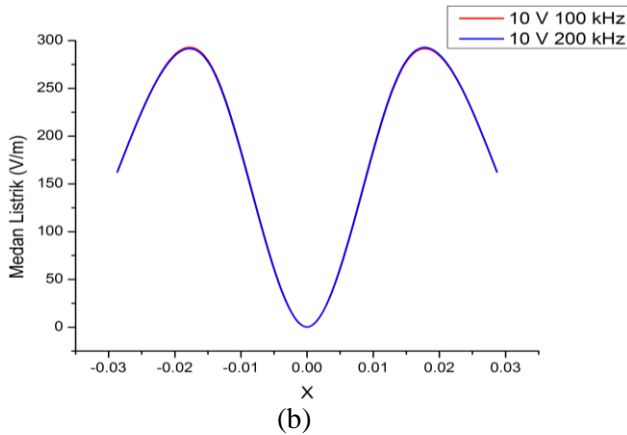
frekuensi terhadap distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.11.



Gambar 4.11 Model kepala manusia lengkap dengan 1 garis pengukuran medan listrik

Data medan listrik yang ditampilkan merupakan data tiap titik yang terdapat sepanjang garis sumbu X pada rentang -0,028 hingga 0,028 dengan jarak tiap titik sebesar 0,014 yang terletak pada sumbu $Y = 0,01$ dan sumbu $Z = 0,06$. Garis data medan listrik. Pada profil medan listrik, ditampilkan perbandingan distribusi medan listrik dengan variasi frekuensi seperti pada Gambar 4.12.





Gambar 4.12 Profil medan listrik model kepala manusia dengan: (a)anatomi, (b) kanker, (c) anatomi dan kanker

Dari simulasi sebelumnya, diketahui bahwa distribusi medan listrik pada medium udara hanya bergantung pada tegangan dan tidak bergantung pada frekuensi. Namun berdasarkan hasil penelitian Markus Handriyanto (2013), didapatkan bahwa pengaruh frekuensi terhadap permitivitas

sebagai ukuran medan listrik yang mengalami penurunan pada medium dielektrik. Didapatkan bahwa semakin kecil frekuensi maka permitivitas relatif suatu medium lebih tinggi dibandingkan pada frekuensi tinggi sehingga penurunan nilai medan listrik pada frekuensi kecil tersebut lebih besar dibandingkan pada frekuensi tinggi.

Pada profil medan listrik model kepala manusia dengan anatomi, didapatkan bahwa nilai frekuensi mempengaruhi distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.12(a). Diketahui bahwa semakin besar frekuensi maka semakin besar nilai medan listrik. Nilai medan listrik maksimum untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,46 V/m sedangkan nilai medan listrik maksimum untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,75 V/m. Nilai medan listrik yang didapat sangat kecil disebabkan garis pengukuran terdapat di dalam daerah *Brain White Matter* sehingga dapat dinyatakan bahwa profil medan listrik ini menampilkan distribusi medan listrik di dalam daerah *Brain White Matter*. Sehingga didapatkan bahwa nilai medan listrik pada frekuensi rendah adalah lebih kecil dibandingkan pada frekuensi tinggi. Hal ini sesuai dengan hasil penelitian Markus Handriyanto.

Diketahui bahwa pada pengukuran ini garis pengukuran terletak di dalam medium dielektrik sehingga nilai medan listrik rata-rata sepanjang garis pengukuran untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,46 V/m sedangkan nilai medan listrik rata-rata untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,75 V/m.

Untuk profil medan listrik model kepala manusia dengan kanker, didapatkan bahwa distribusi medan listrik sepanjang garis pengukuran tidak terlalu dipengaruhi oleh perubahan frekuensi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.12(b). Hal ini disebabkan oleh ukuran kanker yang terlalu kecil dibandingkan medium udara. Dari simulasi sebelumnya, diketahui bahwa distribusi medan listrik pada medium udara hanya bergantung pada tegangan dan tidak bergantung pada frekuensi.

Nilai medan listrik maksimum untuk frekuensi 100 kHz sebesar 271,67 V/m sedangkan nilai medan listrik maksimum

untuk frekuensi 200 kHz sebesar 271,65 V/m. Nilai medan listrik maksimum ini merupakan nilai medan listrik yang berada pada medium udara sedangkan nilai medan listrik kanker untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,17 V/m dan untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,2 V/m. Didapatkan bahwa nilai medan listrik pada frekuensi rendah adalah lebih kecil dibandingkan pada frekuensi tinggi. Hal ini sesuai dengan hasil penelitian Markus Handriyanto.

Diketahui bahwa pada pengukuran ini garis pengukuran tidak terletak seluruhnya di dalam medium dielektrik sehingga nilai medan listrik rata-rata yang didapat adalah sangat besar. Nilai medan listrik rata-rata sepanjang garis pengukuran untuk frekuensi 100 kHz sebesar 173,49 V/m sedangkan nilai medan listrik rata-rata untuk frekuensi 200 kHz sebesar 173,48 V/m. Nilai yang didapat relatif besar karena sebagian besar titik dari garis pengukuran berada di medium udara.

Pada profil medan listrik model kepala manusia dengan anatomi dan kanker menunjukkan bahwa nilai frekuensi mempengaruhi distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.12(c). Diketahui bahwa semakin besar frekuensi maka semakin besar nilai medan listrik. Nilai medan listrik maksimum untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,49 V/m sedangkan nilai medan listrik maksimum untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,87 V/m. Nilai medan listrik yang didapat sangat kecil disebabkan garis pengukuran berada di dalam daerah *Brain White Matter* yang memotong titik pusat kanker. Diketahui bahwa nilai medan listrik maksimum tersebut merupakan nilai medan listrik di daerah *Brain White Matter*.

Pada profil medan listrik di dapat penurunan nilai medan listrik di titik $X = 0$ yang merupakan titik pusat kanker. Nilai medan listrik kanker untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,41 V/m sedangkan untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,58 V/m. Diketahui bahwa nilai medan listrik kanker relatif stabil dibandingkan nilai medan listrik *Brain White Matter* pada perubahan frekuensi. Didapatkan bahwa nilai medan listrik pada frekuensi rendah

adalah lebih kecil dibandingkan pada frekuensi tinggi. Hal ini sesuai dengan hasil penelitian Markus Handriyanto.

Dari simulasi, didapat nilai medan listrik rata-rata sepanjang garis pengukuran untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,46 V/m sedangkan nilai medan listrik rata-rata untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,76 V/m. Nilai medan listrik rata-rata yang didapat pada model ini hampir sama dengan nilai medan listrik rata-rata yang didapat pada model kepala manusia dengan anatomi. Hal ini menyatakan bahwa keberadaan kanker di dalam *Brain White Matter* tidak mempengaruhi distribusi medan listrik di sekitarnya.

4.2 Distribusi Medan Listrik ECCT dengan Elektroda *Wire Mesh* Pasif

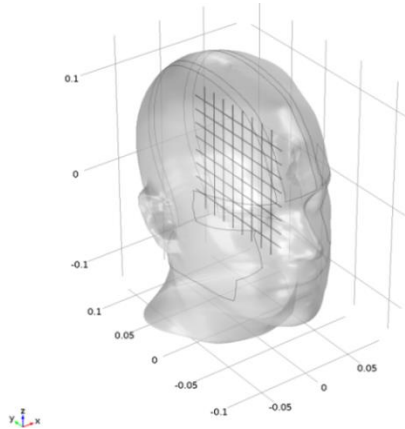
Tujuan simulasi ini untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* dalam kondisi pasif terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan dari sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A pada medium dielektrik. Pada kondisi pasif, elektroda *wire mesh* bertindak sebagai *receiver*. Dilakukan pengambilan data pada setiap ujung elektroda sehingga untuk elektroda *wire mesh* 8×8 terdapat 24 *receiver*. Data yang diukur berupa data tegangan yang akan diolah menjadi nilai medan listrik menggunakan pendekatan Laplace 3 dimensi.

Untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh*, dilakukan analisa perbandingan nilai medan listrik yang didapat dengan nilai medan listrik yang didapat dari simulasi sebelumnya. Adapun tahap simulasi yang dilakukan adalah tahap simulasi pada model kepala manusia tanpa anatomi dengan variasi *mesh*, tegangan dan frekuensi serta simulasi pada model kepala manusia dengan kanker.

4.2.1 Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia

Simulasi ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* dan untuk mengetahui distribusi medan listrik ECCT yang terukur oleh elektroda *wire mesh* pada model kepala manusia. Pada simulasi ini digunakan model kepala

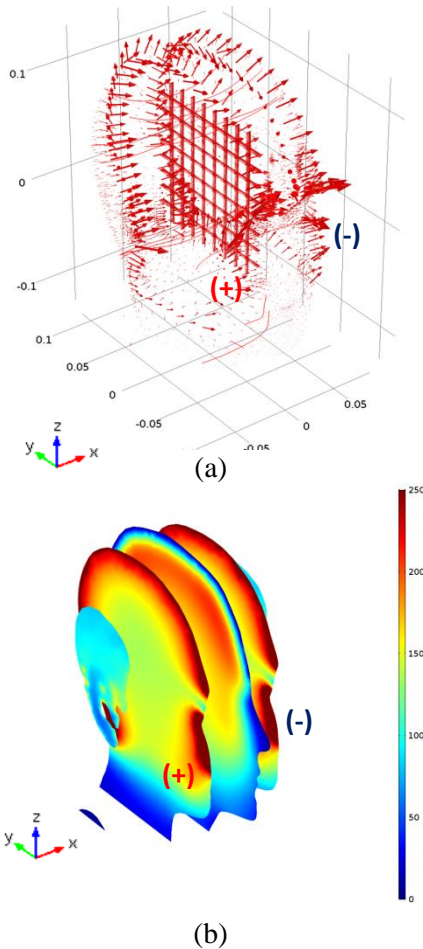
manusia tanpa anatomi dengan sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi sebagai medium udara. Elektroda *wire mesh* 8×8 berbahan tembaga diletakkan pada bagian tengah di dalam model kepala seperti pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda *wire mesh*

Simulasi yang telah dilakukan menggunakan sinyal masukan berbentuk kotak dengan tegangan *peak-to-peak* sebesar 10 V dan frekuensi 100 kHz yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian kanan dengan masukan positif dan bagian kiri dengan masukan negatif yang terpasang pada permukaan model kepala. Digunakan juga kondisi *ground* dengan tegangan masukan 0 V yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian atas. Untuk elektroda *wire mesh* diterapkan kondisi *zero charge* atau bermuatan nol.

Hasil simulasi berupa tampilan garis, arah, dan distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.14. Pada Gambar 4.14(a) terlihat garis berwarna merah yang menandakan garis medan listrik dan panah berwarna merah yang menandakan arah medan listrik. Sedangkan pada Gambar 4.14(b) ditampilkan distribusi medan listrik dengan rentang nilai 0–250 V/m.

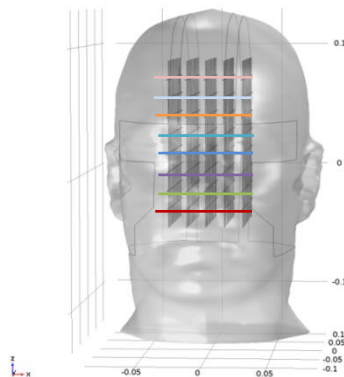


Gambar 4.14 Hasil simulasi pada model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda *wire mesh*: (a) Garis dan arah medan listrik (b) Distribusi medan listrik pada 4 potongan

Dari hasil simulasi tersebut, didapatkan bahwa arah medan listrik dari elektroda dengan masukan positif menuju elektroda

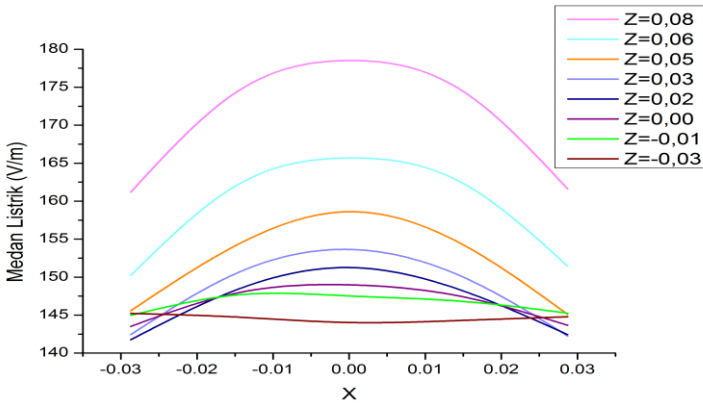
dengan masukan negatif. Arah medan listrik pada elektroda *wire mesh* mengarah ke elektroda ECCT dengan masukan negatif. Garis medan listrik tersebar tidak hanya di bagian kepala yang terlindungi oleh elektroda ECCT tetapi juga tersebar di bagian leher. Namun medan listrik yang tersebar di bagian leher sangat lemah dengan nilai mendekati 0 V/m seperti yang terlihat pada Gambar 4.14(b). Dari analisa hasil simulasi, diketahui bahwa peletakan elektroda *wire mesh* tidak mempengaruhi distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT secara signifikan.

Pada simulasi ini, profil medan listrik digunakan untuk mengetahui distribusi medan listrik ECCT yang terukur oleh elektroda *wire mesh* dan membandingkannya dengan distribusi medan listrik pada simulasi model kepala manusia sebagai medium udara tanpa *wire mesh*. Data medan listrik yang ditampilkan merupakan data setiap titik *mesh* dari pengukuran menggunakan elektroda *wire mesh* sepanjang garis sumbu X pada rentang -0,028 hingga 0,028 dengan jarak tiap titik sebesar 0,014 m yang terletak pada sumbu Y = -0,004. Dilakukan 5 kali simulasi dengan posisi elektroda *wire mesh* yang berbeda untuk mendapatkan data setiap titik sepanjang garis sumbu X yang telah ditentukan seperti pada Gambar 4.15.



Gambar 4.15 Model kepala manusia 3 dimensi dengan elektroda *wire mesh* dan 8 garis pengukuran

Pada profil medan listrik, ditampilkan perbandingan distribusi medan listrik dengan variasi sumbu Z yang berada pada rentang $-0,03$ hingga $0,08$ seperti pada Gambar 4.16. Diketahui bahwa profil medan listrik menunjukkan distribusi medan listrik yang terukur oleh elektroda *wire mesh* sepanjang garis pada sumbu X yang telah ditentukan.



Gamabr 4.16 Profil medan listrik model kepala 3 dimensi oleh *wire mesh* dengan variasi sumbu Z

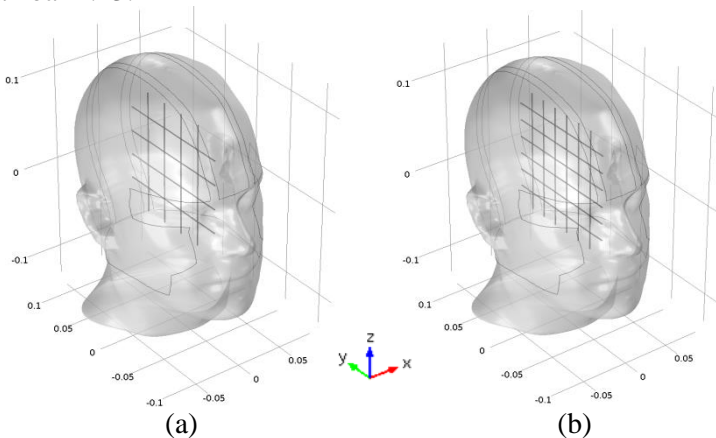
Dari analisa profil medan listrik berdasarkan sumbu X , didapatkan bahwa nilai medan listrik tertinggi sepanjang garis berada di $X = 0$. Namun, hal ini tidak berlaku untuk medan listrik pada $X = 0$ di sumbu $Z = -0,03$. Hal ini dikarenakan pada $Z = -0,03$, posisi elektroda ECCT yang bertindak sebagai *ground* sangat jauh dengan posisi pengukuran.

Dari analisa profil medan listrik berdasarkan sumbu Z , didapatkan bahwa terjadi penurunan nilai medan listrik pada garis dengan sumbu Z yang mendekati negatif. Dari perbandingan dengan profil medan listrik model kepala tanpa *wire mesh* seperti pada Gambar 4.4, didapatkan kesamaan pola distribusi medan listrik. Sehingga dapat dikatakan bahwa elektroda *wire mesh* hanya mempengaruhi sedikit nilai medan listrik tanpa merubah distribusi medan listrik secara keseluruhan.

Pada profil medan listrik model kepala yang terukur oleh *wire mesh* pada seluruh garis, didapatkan nilai medan listrik tertinggi adalah sebesar 178,52 V/m. Sedangkan nilai medan listrik rata-rata adalah sebesar 151,51 V/m. Nilai yang didapat mendekati sama dengan nilai yang terukur tanpa elektroda *wire mesh*. Perbedaan nilai di belakang koma dikarenakan pembulatan nilai.

4.2.2 Distribusi Medan Listrik dengan Variasi *Mesh*

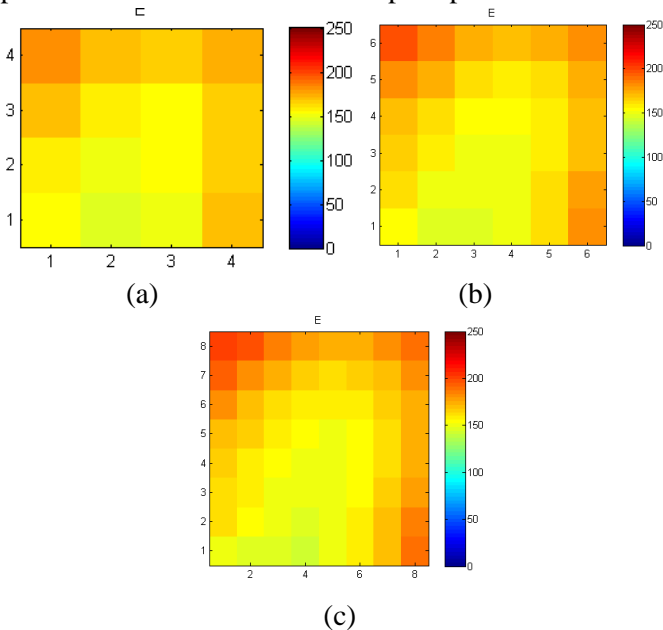
Tujuan simulasi ini adalah untuk mengetahui pengaruh jumlah *mesh* dari elektroda *wire mesh* terhadap distribusi medan listrik yang terukur. Pada simulasi ini dilakukan perbandingan kualitas citra distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh pengukuran menggunakan elektroda *wire mesh* ukuran 4×4 , 6×6 , dan 8×8 . Seperti pada simulasi sebelumnya, digunakan model kepala manusia tanpa anatomi dengan sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi sebagai medium udara. Elektroda *wire mesh* diletakkan secara vertikal terhadap sumbu X seperti pada Gambar 4.17. Untuk elektroda *wire mesh* ukuran 8×8 digunakan desain geometri seperti pada Gambar 4.13.



Gambar 4.17 Model kepala manusia dengan elektroda *wire mesh* ukuran: (a) 4×4 dan (b) 6×6

Seperti pada simulasi sebelumnya, digunakan sinyal masukan berbentuk kotak dengan tegangan *peak-to-peak* sebesar 10 V dan frekuensi 100 kHz yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian kanan dengan masukan positif dan bagian kiri dengan masukan negatif yang terpasang pada permukaan model kepala. Digunakan juga kondisi *ground* dengan tegangan masukan 0 V yang diterapkan pada elektroda ECCT bagian atas. Untuk elektroda *wire mesh* diterapkan kondisi *zero charge*.

Hasil simulasi yang didapat berupa nilai medan listrik pada titik *mesh* berdasarkan ukuran *mesh* yang digunakan. Nilai medan listrik didapatkan menggunakan metode *gridding* dengan koordinat titik yang disesuaikan dengan ukuran *mesh*. Nilai medan listrik ini diolah dengan menggunakan Matlab untuk didapatkan distribusi medan listrik seperti pada Gambar 4.18.



Gambar 4.18 Distribusi medan listrik yang terukur oleh *wire mesh*: (a) 4×4, (b) 6×6, (c) 8×8

Dari hasil analisa perbandingan distribusi medan listrik yang terbentuk, didapatkan bahwa semakin besar jumlah *mesh* maka citra distribusi medan listrik akan semakin mendekati citra distribusi medan listrik dari hasil simulasi pada Gambar 4.2(c). Sehingga dapat dikatakan bahwa citra distribusi medan listrik yang dihasilkan dari pengukuran elektroda *wire mesh* 8×8 cukup baik.

4.2.3 Distribusi Medan Listrik dengan Variasi Tegangan dan Frekuensi

Dari simulasi model kepala manusia sebagai medium udara tanpa elektroda *wire mesh*, didapatkan bahwa nilai medan listrik hanya dipengaruhi oleh besar tegangan masukan dan tidak dipengaruhi oleh besar frekuensi. Untuk mengetahui hubungan tegangan dan frekuensi terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan dari simulasi desain geometri ECCT *Apparel Helmet* tipe A dengan elektroda *wire mesh*, diterapkan tegangan *peak-to-peak* yang berbeda, yaitu 10 dan 20 V dengan frekuensi yang berbeda, yaitu 100 dan 200 kHz. Simulasi ini dilakukan pada model kepala manusia 3 dimensi tanpa anatomi dengan elektroda *wire mesh* pada Gambar 4.13.

Seperti simulasi dengan elektroda *wire mesh* sebelumnya, nilai medan listrik pada setiap titik *mesh* seperti pada Gambar 4.19 didapat melalui metode *gridding*.

GROUND								
H I D U N G	202.30	195.98	186.15	178.52	174.01	175.28	181.01	190.00
	193.67	181.93	172.11	165.69	163.28	164.56	170.41	180.02
	181.83	171.70	162.56	158.61	156.77	158.83	164.19	175.65
	171.75	164.17	156.30	153.64	152.28	155.81	162.62	174.08
	166.66	160.03	154.43	151.26	151.31	154.26	162.20	175.20
	163.68	157.43	151.42	148.98	150.38	156.11	165.86	179.32
	160.74	154.70	150.00	147.52	150.78	156.43	169.26	185.11
	152.33	147.47	144.75	144.03	148.78	156.45	170.18	188.89
GROUND								

(a)

GROUND								GROUND
H I D U N G	202.30	195.98	186.16	178.53	174.02	175.28	181.01	190.00
	193.67	181.93	172.12	165.69	163.29	164.56	170.41	180.02
	181.83	171.70	162.56	158.62	156.77	158.83	164.20	175.65
	171.76	164.18	156.30	153.65	152.28	155.81	162.62	174.08
	166.66	160.03	154.43	151.27	151.31	154.26	162.20	175.19
	163.67	157.43	151.42	148.99	150.38	156.11	165.86	179.33
	160.73	154.69	150.00	147.52	150.78	156.43	169.26	185.12
	152.32	147.46	144.76	144.04	148.78	156.45	170.18	188.89

(b)

Gambar 4.19 Nilai medan listrik setiap titik *mesh* dengan masukan: (a) 10 V dan 100 kHz, (b) 10 V dan 200 kHz

Sesuai dengan hasil simulasi tanpa elektroda *wire mesh* sebelumnya, didapatkan bahwa nilai medan listrik hanya dipengaruhi oleh nilai tegangan masuk dan tidak dipengaruhi oleh nilai frekuensi. Didapatkan bahwa nilai medan listrik setiap titik *mesh* untuk tegangan masukan 10 V dengan frekuensi 100 dan 200 kHz adalah sama. Hal ini juga berlaku untuk tegangan masukan 20 V dengan frekuensi 100 dan 200 kHz adalah sama seperti pada Gambar 4.20.

GROUND								GROUND
H I D U N G	404.60	391.95	372.31	357.06	348.05	350.58	362.03	379.99
	387.34	363.87	344.23	331.39	326.58	329.11	340.81	360.04
	363.65	343.40	325.13	317.23	313.55	317.66	328.39	351.29
	343.52	328.35	312.61	307.30	304.56	311.61	325.24	348.16
	333.33	320.05	308.86	302.54	302.63	308.52	324.40	350.40
	327.33	314.85	302.84	297.98	300.76	312.23	331.71	358.64
	321.47	309.38	300.02	295.04	301.55	312.87	338.52	370.24
	304.64	294.92	289.51	288.08	297.56	312.90	340.34	377.79

(a)

GROUND								
H I D U N G	404.60	391.95	372.31	357.06	348.05	350.58	362.03	379.99
	387.34	363.87	344.23	331.39	326.58	329.11	340.81	360.04
	363.65	343.40	325.13	317.23	313.55	317.66	328.39	351.29
	343.52	328.35	312.61	307.30	304.56	311.61	325.24	348.16
	333.33	320.05	308.86	302.54	302.63	308.52	324.40	350.40
	327.33	314.85	302.84	297.98	300.76	312.23	331.71	358.64
	321.47	309.38	300.02	295.04	301.55	312.87	338.52	370.24
	304.64	294.92	289.51	288.08	297.56	312.90	340.34	377.79
GROUND								

(b)

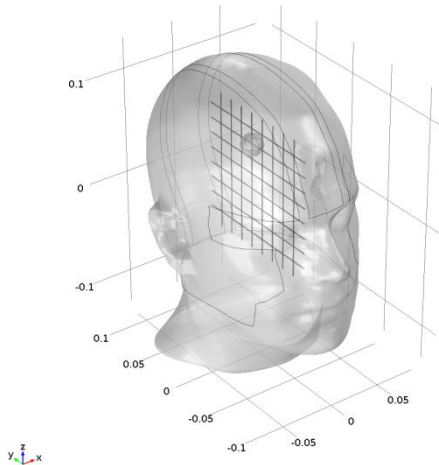
Gambar 4.20 Nilai medan listrik setiap titik *mesh* dengan masukan: (a) 20 V dan 100 kHz, (b) 20 V dan 200 kHz

Dari analisa hasil tersebut, didapat bahwa pada pemberian variasi frekuensi tidak mempengaruhi distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT dan tidak mempengaruhi kondisi elektroda *wire mesh* sebagai *receiver* yang diletakkan di dalam model kepala manusia. Nilai medan listrik yang akan terukur oleh elektroda *wire mesh* hanya dipengaruhi oleh besar tegangan masukan yang diberikan.

4.2.4 Distribusi Medan Listrik pada Model Kepala Manusia dengan Kanker

Simulasi ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT pada model kepala dengan kanker. Selain itu, simulasi ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* terhadap kanker. Pada simulasi ini digunakan sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A yang dimodelkan dalam bentuk 3 dimensi. Untuk lapisan terluar dengan elektroda ECCT dianggap sebagai medium udara.

Kanker terletak di bagian tengah otak dengan titik pusat pada koordinat (0; 0,01; 0,06). Untuk elektroda *wire mesh* digunakan ukuran 8×8 yang terletak di sumbu $X = 0$ seperti pada Gambar 4.21. Untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* terhadap distribusi medan listrik ECCT, dilakukan simulasi pada ECCT *Apparel Helmet* tipe A dengan menerapkan tegangan *peak-to-peak* sebesar 10 V dengan variasi frekuensi sebesar 100 dan 200 kHz.



Gambar 4.21 Model kepala manusia 3 dimensi dengan kanker dan elektroda *wire mesh*

Dengan menggunakan metode *gridding* dalam pengambilan data medan listrik tiap titik *mesh*, didapatkan nilai medan listrik *mesh* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.22. Berdasarkan hasil penelitian Markus Handriyanto, diketahui bahwa perubahan frekuensi yang mempengaruhi nilai permitivitas medium dielektrik mengakibatkan perubahan nilai medan listrik pada medium tersebut. Pernyataan ini sesuai dengan hasil yang didapatkan pada penelitian ini.

GROUND								
	200.11	193.62	181.26	160.98	134.81	162.60	176.73	188.99
H I D U N G	194.01	181.30	166.04	107.88	0.47	117.20	163.73	179.18
	181.53	170.89	156.86	131.23	83.53	134.97	159.21	174.23
	171.71	163.19	153.67	145.91	143.64	149.37	158.60	172.07
	166.78	159.41	152.02	149.12	148.08	152.47	160.76	174.52
	161.33	158.82	150.78	148.47	149.78	154.62	165.18	178.69
	160.43	154.49	149.00	147.39	150.74	156.35	168.58	185.38
	151.71	147.76	146.05	144.11	147.76	156.28	170.44	186.57
GROUND								

(a)

	GROUND								
	200.11	193.62	181.26	160.99	134.82	162.60	176.73	188.99	
H I D U N G	194.01	181.30	166.04	107.89	0.54	117.21	163.74	179.18	G R O U N D
	181.53	170.89	156.86	131.24	83.54	134.98	159.21	174.23	
	171.71	163.19	153.67	145.91	143.64	149.37	158.60	172.07	
	166.78	159.41	152.02	149.12	148.08	152.47	160.76	174.52	
	161.33	158.82	150.78	148.47	149.78	154.62	165.18	178.69	
	160.43	154.49	149.00	147.39	150.74	156.35	168.58	185.38	
	151.71	147.76	146.05	144.11	147.76	156.28	170.44	186.57	

(b)

Gambar 4.22 Nilai medan listrik setiap titik *mesh* dengan kanker untuk masukan: (a) 10 V dan 100 kHz, (b) 10 V dan 200 kHz

Dari hasil yang didapat, dilakukan perbandingan dengan hasil simulasi tanpa elektroda *wire mesh* seperti pada Gambar 4.23. Hal ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh medium dielektrik terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT. Dari analisa perbandingan distribusi medan listrik, didapatkan bahwa besar frekuensi yang mempengaruhi parameter

fisika dari sel kanker mengakibatkan perubahan nilai medan listrik di sekitar kanker. Namun perubahan distribusi medan listrik di sekitar kanker tidak terlalu besar dikarenakan ukuran kanker sangat kecil.

GROUND								
H I D U N G	209.19	199.01	187.01	178.8	175.04	175.75	181.2	191.17
	198.01	184.56	173.39	166.43	163.66	164.99	170.62	181.41
	184.72	172.64	163.53	158.24	156.87	158.43	164.7	175.83
	173.23	164.19	157.24	153.42	152.98	155.81	162.38	174.01
	166.82	159.87	153.83	151.06	151.23	155.19	162.78	175.85
	164.32	157.37	152.05	150.01	151.21	156.09	165.57	180.55
	160.58	154.57	149.95	148.54	150.67	157.48	169.58	186.84
	153.48	148.92	145.51	145.02	148.44	157.27	173.04	191.11
GROUND								

Gambar 4.23 Nilai medan listrik tanpa elektroda *wire mesh*

Untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* terhadap distribusi medan listrik di dalam medium dielektrik, dilakukan perbandingan nilai medan listrik yang didapat tersebut dengan nilai medan listrik yang didapat dari simulasi tanpa elektroda *wire mesh* dengan kanker sebelumnya. Dengan metode yang sama, didapatkan nilai medan listrik pada setiap titik *mesh* menggunakan metode *gridding* seperti pada Gambar 4.24.

GROUND								
H I D U N G	206.67	197.49	182.36	160.27	128.06	158.1	176.75	189.83
	197.9	182.67	166.16	107.09	0.17	112.28	164.31	179.61
	184.42	170.95	158.62	136.24	93.91	137.22	159.9	174.11
	172.58	163.23	154.88	148.47	145.27	150.56	160.01	173.06
	166.42	159.05	152.93	149.49	149.42	153.36	161.99	175.09
	164.07	157.01	151.76	149.38	150.35	155.46	165.32	180.26
	160.48	154.4	149.68	148.36	150.37	157.28	169.34	186.53
	152.88	148.82	145.46	145.02	148.43	157.15	172.52	190.85
GROUND								

(a)

GROUND								GROUND
H I D U N G	206.67	197.49	182.36	160.27	128.07	158.10	176.75	189.83
	197.90	182.67	166.17	107.10	0.20	112.29	164.32	179.61
	184.42	170.95	158.62	136.24	93.92	137.23	159.91	174.11
	172.58	163.23	154.88	148.47	145.27	150.56	160.01	173.06
	166.42	159.05	152.93	149.49	149.42	153.36	161.99	175.09
	164.07	157.01	151.76	149.38	150.35	155.46	165.32	180.26
	160.48	154.40	149.68	148.36	150.37	157.28	169.34	186.53
	152.88	148.82	145.46	145.02	148.43	157.15	172.52	190.85

(b)

Gambar 4.24 Nilai medan listrik setiap titik *mesh* dengan kanker tanpa elektroda *wire mesh* untuk masukan: (a) 10 V dan 100 kHz, (b) 10 V dan 200 kHz

Dari hasil penelitian Markus Handriyanto (2013), diketahui bahwa peningkatan frekuensi akan menurunkan nilai permitivitas relatif dari sel. Semakin kecil nilai permitivitas relatif suatu sel, maka nilai medan listrik pada sel tersebut semakin kecil. Pada Gambar 4.22 dan Gambar 4.24, nilai medan listrik untuk kanker ditandai dengan garis kotak berwarna merah. Didapat nilai medan listrik kanker untuk frekuensi 100 kHz sebesar 0,47 V/m sedangkan nilai medan listrik untuk frekuensi 200 kHz sebesar 0,54 V/m. Nilai medan listrik ini berbeda dengan nilai medan listrik kanker yang didapat dari simulasi tanpa elektroda *wire mesh*. Perbedaan nilai ini disebabkan oleh peletakkan elektroda *wire mesh* di dalam kanker.

Dari simulasi ini, dapat dikatakan bahwa peletakan elektroda *wire mesh* dan kanker mempengaruhi nilai medan listrik yang akan terukur oleh elektroda *wire mesh* tanpa mengubah pola distribusi medan listrik. Didapat pula bahwa besar frekuensi sinyal masukan akan mempengaruhi parameter fisika berupa nilai permitivitas relatif dari sel kanker. Akibat perubahan tersebut,

nilai medan listrik di dalam maupun di sekitar kanker mengalami perubahan.

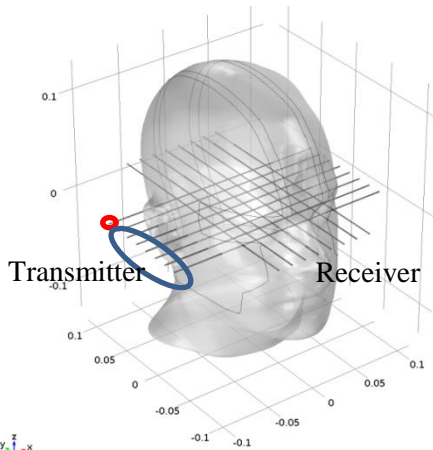
4.3 Distribusi Medan Listrik ECCT dengan Elektroda *Wire Mesh* Aktif

Telah dilakukan tahap simulasi distribusi medan listrik ECCT menggunakan elektroda *wire mesh* aktif. Tujuan simulasi ini untuk mengetahui pengaruh elektroda *wire mesh* aktif terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT *Apparel Helmet* tipe A pada medium dielektrik. Pada simulasi ini, sistem elektroda *wire mesh* terdiri dari dua bagian yang tidak menempel, yaitu *transmitter* dan *receiver*.

Untuk simulasi ini, dilakukan pemberian masukan sinyal tegangan ke 8 ujung *transmitter* elektroda *wire mesh* secara *looping* atau putaran. Satu putaran terdiri dari 1 terminal *transmitter* yang diberikan sinyal masukan tegangan dan 7 terminal *transmitter* yang dikondisikan sebagai *ground* sebagai pada Gambar 4.25.

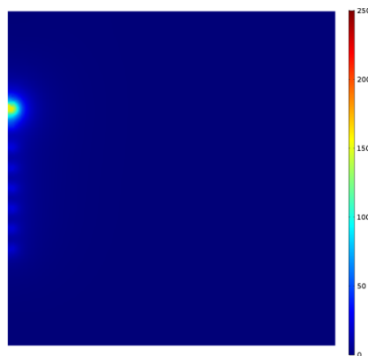
Pengambilan data pada sistem elektroda *wire mesh* aktif ini berbeda dengan pengambilan data pada sistem elektroda *wire mesh* pasif. Pada sistem ini terdapat 8 ujung *transmitter* yang diberi sumber tegangan dan 8 ujung *receiver* untuk pengambilan data sedangkan ujung-ujung kawat yang lain dianggap bermuatan nol atau *zero charge*. Pengambilan data dilakukan pada 8 ujung elektroda *wire mesh* 8×8 yang bertindak sebagai *receiver*. Data yang diukur berupa data tegangan yang akan diolah menjadi nilai medan listrik menggunakan pendekatan hukum dasar Coulomb.

Pada simulasi ini terdapat 8 putaran untuk didapatkan distribusi medan listrik akhir. Digunakan sinyal masukan 10 V 100 kHz untuk elektroda *wire mesh*. Sedangkan untuk sistem ECCT, digunakan sinyal masukan positif 10 V dan 100 kHz untuk elektroda bagian kanan kepala, sinyal masukan negatif 10 V dan 100 kHz untuk elektroda bagian kiri kepala, dan kondisi *ground* untuk elektroda di tengah kepala.

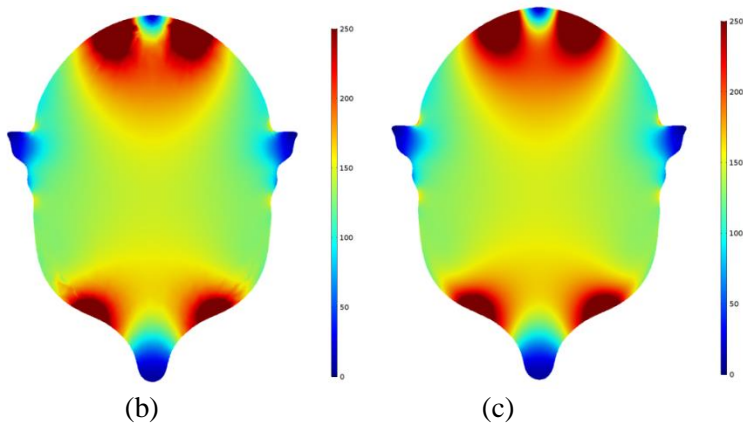


Gambar 4.25 Penjelasan model kepala manusia dengan elektroda *wire mesh* aktif

Dilakukan perbandingan distribusi medan listrik antara geometri *wire mesh*, geometri ECCT, dan geometri ECCT dengan *wire mesh*. Hal ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh *wire mesh* terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT. Hasil simulasi distribusi medan listrik yang ditampilkan merupakan distribusi medan listrik untuk satu kondisi seperti pada Gambar 4.26.



(a)



Gambar 4.26 Distribusi medan listrik: (a) geometri *wire mesh*, (b) geometri ECCT, (c) geometri ECCT dengan *wire mesh*

Gambar 4.26 menampilkan distribusi medan listrik di antara *transmitter* dan *receiver* dari elektroda *wire mesh* pada rentang 0–250 V/m untuk satu putaran seperti pada Gambar 4.26. Diketahui bahwa syarat batas yang diberikan pada geometri *wire mesh* tanpa ECCT berupa kotak dengan sisi 0,24 m. Hal ini dikarenakan model kepala manusia tanpa sistem ECCT dianggap sebagai ruang hampa sehingga tidak dapat dijadikan sebagai syarat batas untuk geometri ini. Sedangkan untuk geometri ECCT dan geometri ECCT dengan *wire mesh*, model kepala manusia dianggap sebagai sumber medan listrik luar untuk *wire mesh* sehingga dapat dijadikan sebagai syarat batas. Syarat batas inilah yang mempengaruhi tampilan distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh COMSOL.

Dari analisa hasil distribusi medan listrik, didapat bahwa medan listrik yang dihasilkan oleh elektroda *wire mesh* sangat kecil seperti pada Gambar 4.26(a). Distribusi medan listrik pada geometri ECCT dan geometri ECCT dengan *wire mesh* terlihat sama. Hal ini menyatakan bahwa pemberian elektroda *wire mesh*

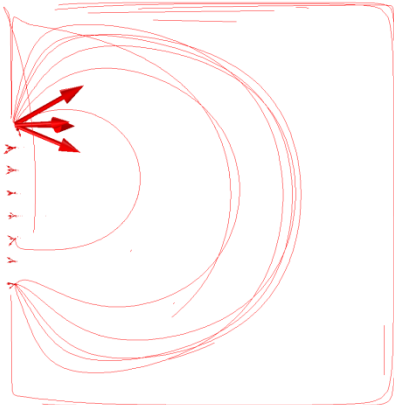
dengan kondisi aktif pada simulasi ini tidak mempengaruhi pola distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT.

Pada Gambar 4.27 terlihat garis berwarna merah yang menandakan garis medan listrik dan panah berwarna merah yang menandakan arah medan listrik. Tampilan ini menampilkan arah dan garis medan listrik untuk satu putaran. Diketahui bahwa arah medan listrik dari elektroda dengan masukan positif menuju elektroda dengan masukan negatif.

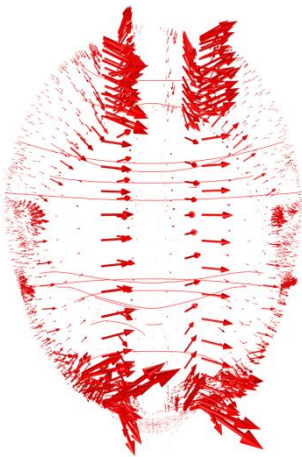
Untuk geometri *wire mesh* tanpa sistem ECCT, didapatkan arah medan listrik dari *transmitter* yang diberikan masukan sinyal tegangan menuju *transmitter* yang bertindak sebagai *ground*. Garis medan listrik yang terbentuk melingkupi hingga syarat batas yang diberikan yaitu berupa persegi berukuran 0,24 m. Namun medan listrik yang tersebar di bagian tersebut sangat lemah dengan nilai mendekati 0 V/m seperti yang terlihat pada Gambar 4.26.

Untuk geometri elektroda *wire mesh* dengan sistem ECCT, arah medan listrik pada elektroda *wire mesh* mengarah ke elektroda ECCT dengan masukan negatif. Diketahui bahwa elektroda *wire mesh* akan mengubah sedikit arah medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT seperti pada Gambar 4.26(c). Perubahan ini disebabkan oleh sifat konduktif yang dimiliki oleh elektroda *wire mesh*. Garis medan listrik tersebar tidak hanya di bagian kepala yang terlingkupi oleh elektroda ECCT.

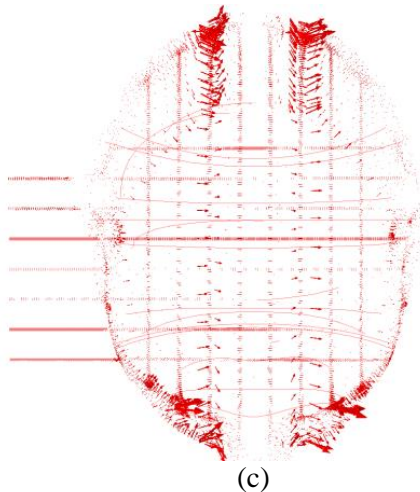
Dari analisa hasil simulasi, diketahui bahwa peletakan elektroda *wire mesh* tidak terlalu mempengaruhi distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh sistem ECCT. Hal ini ditunjukkan dengan pola garis medan listrik pada geometri elektroda *wire mesh* dengan sistem ECCT yang hampir sama dengan yang dihasilkan pada geometri sistem ECCT.



(a)



(b)



Gambar 4.27 Garis dan arah medan listrik: (a) geometri *wire mesh*, (b) geometri ECCT, (c) geometri ECCT dengan *wire mesh*

Pada simulasi ini dilakukan pengambilan data *gridding* yang disesuaikan dengan koordinat titik *wire mesh* yang berukuran 8×8 . Data yang didapatkan merupakan data medan listrik sebenarnya dari sistem *looping* untuk geometri ECCT, geometri *wire mesh*, dan geometri ECCT dengan *wire mesh* seperti pada Gambar 4.28.

Dari analisa nilai medan listrik, diketahui bahwa medan listrik yang dihasilkan oleh elektroda *wire mesh* berada pada rentang di bawah $0,6 \text{ V/m}$. Nilai medan listrik ini berpengaruh kecil terhadap distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT. Hal ini dibuktikan pada hasil medan listrik pada geometri ECCT dengan *wire mesh* yang sedikit berbeda dengan hasil medan listrik pada geometri ECCT. Diketahui bahwa keberadaan elektroda *wire mesh* akan mengurangi sedikit nilai medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT tanpa merubah pola distribusi medan listrik yang dihasilkan.

T E L I N G A	130.67	153.58	169.45	175.60	175.72	169.20	152.74	129.61	T E L I N G A
	126.24	144.02	156.31	162.26	162.38	156.27	143.88	125.77	
	127.36	140.49	149.28	154.02	153.74	149.20	140.23	127.14	
	132.69	140.21	146.64	150.15	149.92	146.50	139.83	132.36	
	135.03	141.18	146.85	149.92	149.85	146.80	141.07	134.64	
	135.21	143.24	149.98	152.88	152.74	149.73	143.39	135.07	
	136.56	149.77	157.56	159.00	158.81	156.80	149.33	137.65	
	157.55	172.07	173.37	166.85	166.37	172.93	172.74	159.84	
HIDUNG									

(a)

T E L I N G A	0.44	0.29	0.20	0.15	0.12	0.09	0.07	0.06	T E L I N G A
	0.49	0.31	0.22	0.16	0.12	0.09	0.08	0.06	
	0.52	0.33	0.22	0.16	0.12	0.10	0.08	0.06	
	0.53	0.34	0.23	0.16	0.12	0.10	0.08	0.07	
	0.53	0.34	0.23	0.17	0.12	0.10	0.08	0.07	
	0.52	0.33	0.23	0.16	0.12	0.10	0.08	0.06	
	0.50	0.32	0.22	0.16	0.12	0.09	0.08	0.06	
	0.45	0.30	0.21	0.15	0.12	0.09	0.07	0.06	
HIDUNG									

(b)

T E L I N G A	130.27	153.27	169.39	175.82	175.73	169.13	152.91	129.92	T E L I N G A
	126.15	144.20	156.44	162.26	162.19	156.25	143.98	125.90	
	127.45	140.52	149.44	153.99	153.94	149.30	140.31	127.23	
	132.76	140.25	146.61	150.10	150.06	146.49	140.07	132.54	
	135.03	141.20	146.76	149.79	149.74	146.64	141.02	134.81	
	135.30	143.32	149.71	152.66	152.61	149.58	143.13	135.07	
	137.36	149.52	156.83	158.63	158.57	156.68	149.32	137.13	
	159.05	172.54	172.27	166.22	166.16	172.07	172.20	158.85	
HIDUNG									

(c)

Gambar 4.28 Nilai medan listrik setiap titik *mesh* pada: (a) geometri ECCT, (b) geometri *wire mesh*, dan (c) geometri ECCT dengan *wire mesh*

Diketahui bahwa pada pengukuran medan listrik dengan menggunakan elektroda *wire mesh* aktif, dilakukan pengambilan

data medan listrik melalui elektroda *receiver*. Dari simulasi ini, dapat diketahui nilai medan listrik yang akan terukur oleh elektroda *receiver* seperti pada Gambar 4.29. Nilai medan listrik ini yang akan digunakan sebagai nilai referensi dalam pengambilan data sebenarnya.

T E L I N G A	129.21	151.26	167.10	174.07	173.92	166.93	150.93	128.85	T E L I N G A
	125.11	142.89	155.18	161.29	161.21	155.06	142.64	124.86	
	125.39	139.36	148.73	153.58	153.54	148.64	139.15	125.15	
	130.15	139.20	146.26	150.14	150.11	146.16	139.00	129.94	
	133.42	140.30	146.62	150.12	150.08	146.54	140.13	133.22	
	133.00	142.09	149.58	153.18	153.15	149.48	141.91	132.79	
	131.96	147.07	156.38	159.25	159.17	156.28	146.84	131.72	
	158.61	167.15	170.63	166.74	166.65	170.43	166.81	158.15	
HIDUNG									

Gambar 4.29 Nilai medan listrik yang terukur *receiver*

Dari analisa nilai medan listrik yang terukur oleh elektroda *receiver*, didapatkan nilai medan listrik yang mendekati sama dengan nilai medan listrik di antara elektroda *transmitter* dan *receiver*. Nilai medan listrik ini juga mendekati sama dengan nilai medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT. Hal ini menunjukkan bahwa peletakan elektroda *wire mesh* aktif tidak mempengaruhi distribusi medan listrik secara signifikan.

”Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan dari hasil penelitian yang telah dilakukan, didapat kesimpulan sebagai berikut:

1. *Electro Capacitive Cancer Treatment* (ECCT) yang digunakan pada terapi kanker otak dengan masukan 10 V mampu menghasilkan distribusi medan listrik dengan nilai medan listrik rata-rata sebesar 178,8 V/m. Distribusi medan listrik tersebut hanya dipengaruhi oleh besar tegangan masukan dan tidak dipengaruhi oleh frekuensi sinyal.
2. Distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT dapat diukur menggunakan elektroda *wire mesh* aktif melalui 8 ujung *receiver* yang diukur secara *looping* dan/atau menggunakan elektroda *wire mesh* pasif melalui 24 ujung *receiver* tanpa *looping*.
3. Penggunaan elektroda *wire mesh* dalam mengukur distribusi medan listrik yang dihasilkan oleh ECCT baik pasif maupun aktif menyebabkan perubahan yang tidak signifikan pada nilai medan listrik yang terukur dan tidak mengubah pola distribusi medan listriknya.

5.2 Saran

Untuk penelitian selanjutnya disarankan dilakukan simulasi model kepala manusia dengan anatomi lengkap dan dilakukan dengan variasi ukuran elektroda *wire mesh*.

”Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

- Alberts, Bruce, et al. 2015. *Molecular Biology of The Cell Sixth Edition*. New York : Garland Science.
- Campbell, Neil A. 2002. *Biologi Edisi Kelima Jilid 1*. Jakarta : Erlangga.
- Cook, Louis J. dan Jeri Freedman. 2012. *Brain Tumors*. New York : The Rosen Publishing Group, Inc.
- Freedman, Jeri. 2009. *Brain Cancer: Current and Emerging Trends in Detection and Treatment*. New York : The Rosen Publishing Group, Inc.
- Griffiths, David J. dan Reed College. 1999. *Introduction to Electrodynamics*. New Jersey: Prentice Hall, Inc.
- Handayani, Yunita Kusuma. *Efektivitas Penggunaan Electro Capacitive Cancer Treatment (ECCT) dalam Terapi Kanker Payudara*. Skripsi. Universitas Indonesia. Juni 2012. pp. 6-19.
- Handriyanto, Markus. *Efektivitas Electro-Capacitive Cancer Treatment (ECCT) untuk Kanker Otak*. Skripsi. Universitas Indonesia. Mei 2013. pp. 10-35.
- IFAC. *Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz – 100 GHz*. Italian National Research Council. 2016. <<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie>>
- Kleihues, Paul, et al. *The WHO Classification of Tumors of the Nervous System*. Journal of Neuropathology and Experimental Neurology. American Association of Neuropathologist, Vol 61, No. 3. Maret 2002. pp. 215-225.
- Ovedoff, David. 2002. *Kapita Selektta Kedokteran Jilid 2*. Jakarta : Binarupa Aksara.
- Palti, Yoram. *Treating Cancer with Electric Fields that are Guided to Desired Locations within a Body*. US 20060282122A1. 14 Desember 2006. pp. 1.

- Palti, Yoram. *Method for Selectively Destroying Dividing Cells*. Patent Application Publication. US 20070033660A1. 8 Februari 2007. pp. 1-3.
- Pardee, Arthur B. *Cancer Cells and Normal Cells*. Proceedings of The American Philosophical Society, Vol. 120, No. 20. April 1976. pp. 87-91.
- SEER. *SEER Stat Fact Sheets: Brain and Other Nervous System Cancer*. National Cancer Institute. 2016. <<http://seer.cancer.gov/statfacts/html/brain.html>>
- Siegel, George J., et al. 2006. *Basic Neurochemistry: Molecular, Cellular and Medical Aspects*. New York : Elsevier Academic Press.
- Turner, Phil, et al. 2005. *Molecular Biology Third Edition*. New York : Taylor & Francis Group.
- Yulianto, Ahmad, et al. *2D Visualisation of Electric Field Distribution in Human Head with Nasopharynx Cancer: using MATLAB and COMSOL Multiphysics*. ICACIS ISBN:978-979-1421-19-5. 2013. pp. 110.

LAMPIRAN

ELECTRICAL PROPERTIES OF TISSUE (IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997-2012)

FREQUENCY = 100 kHz

Tissue name	Conductivity [S/m]	Relative permittivity
Air	0	1
Aorta	0.3187	929.93
Bladder	0.2189	1231.1
Blood	0.70292	5120
BloodVessel	0.3187	929.93
BodyFluid	1.5	97.99
BoneCancellous	0.083892	471.71
BoneCortical	0.020791	227.64
BoneMarrow	0.0033172	110.72
BrainGreyMatter	0.13366	3221.8
BrainWhiteMatter	0.081845	2107.6
BreastFat	0.025048	70.61
Cartilage	0.17854	2572.2
Cerebellum	0.1537	3515.3
CerebroSpinalFluid	2	109
Cervix	0.5476	1750.8

Colon	0.24778	3722
Cornea	0.49934	10567
Duodenum	0.53605	2860.9
Dura	0.50187	326.33
EyeSclera	0.51848	4745.3
Fat	0.024414	92.885
GallBladder	0.90014	107.26
GallBladderBile	1.4	120
Gland	0.53697	3301.2
Heart	0.21511	9845.8
Kidney	0.17134	7651.6
Lens	0.34012	2067.6
Liver	0.084568	7498.9
LungDeflated	0.27161	5145.3
LungInflated	0.10735	2581.3
Lymph	0.53697	3301.2
MucousMembrane	0.065836	15357
Muscle	0.36185	8089.2
Nail	0.020791	227.64
Nerve	0.080776	5133
Oesophagus	0.53605	2860.9
Ovary	0.33939	1941.7

Pancreas	0.53697	3301.2
Prostate	0.43861	5717
Retina	0.51848	4745.3
SkinDry	0.00045128	1119.2
SkinWet	0.065836	15357
SmallIntestine	0.5942	13847
SpinalCord	0.080776	5133
Spleen	0.12218	4222.3
Stomach	0.53605	2860.9
Tendon	0.38853	472.42
Testis	0.43861	5717
Thymus	0.53697	3301.2
Thyroid	0.53697	3301.2
Tongue	0.28795	4745.6
Tooth	0.020791	227.64
Trachea	0.33801	3734.8
Uterus	0.53144	3411.3
Vacuum	0	1
VitreousHumor	1.5	97.99

FREQUENCY = 200 kHz

Tissue name	Conductivity [S/m]	Relative permittivity
Air	0	1
Aorta	0.32075	558.85
Bladder	0.22161	848.36
Blood	0.71034	4925.3
BloodVessel	0.32075	558.85
BodyFluid	1.5001	96.556
BoneCancellous	0.084622	387.42
BoneCortical	0.021081	203.74
BoneMarrow	0.0035252	73.356
BrainGreyMatter	0.14063	2009.9
BrainWhiteMatter	0.086765	1288.6
BreastFat	0.025183	46.532
Cartilage	0.1827	2379.3
Cerebellum	0.16075	2302
CerebroSpinalFluid	2	109
Cervix	0.55123	1055.9
Colon	0.25462	3138
Cornea	0.52164	7236.2
Duodenum	0.54	2459.1

Dura	0.5021	289.7
EyeSclera	0.52706	4190.6
Fat	0.024585	56.015
GallBladder	0.90016	103.62
GallBladderBile	1.4	120
Gland	0.5431	2817.9
Heart	0.23824	6001.1
Kidney	0.18837	5427.6
Lens	0.34284	1775
Liver	0.10519	5196.9
LungDeflated	0.28349	3279.6
LungInflated	0.11287	1664.1
Lymph	0.5431	2817.9
MucousMembrane	0.11502	8849.2
Muscle	0.38408	6377.7
Nail	0.021081	203.74
Nerve	0.092467	2891.3
Oesophagus	0.54	2459.1
Ovary	0.34329	1323.5
Pancreas	0.5431	2817.9
Prostate	0.44882	5114.2
Retina	0.52706	4190.6

SkinDry	0.0010548	1104.8
SkinWet	0.11502	8849.2
SmallIntestine	0.62077	11552
SpinalCord	0.092467	2891.3
Spleen	0.12859	3460.9
Stomach	0.54	2459.1
Tendon	0.38938	306.91
Testis	0.44882	5114.2
Thymus	0.5431	2817.9
Thyroid	0.5431	2817.9
Tongue	0.29653	4190.7
Tooth	0.021081	203.74
Trachea	0.34623	2140.7
Uterus	0.53793	2256.8
Vacuum	0	1
VitreousHumor	1.5001	96.556

BIODATA PENULIS



Linahtadiya Andiani dilahirkan di Semarang, 5 April 1994, merupakan anak pertama dari dua bersaudara. Memulai pendidikan di SDN Padurenan VI Bekasi (2000-2006), kemudian melanjutkan pendidikan di SMP Al Muslim Tambun (2006-2009) dan SMA Al Muslim Tambun (2009-2012). Melanjutkan pendidikan S1 di jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS). Penerima beasiswa PPA BBM 2014. Aktif di beberapa komunitas pecinta lingkungan (YELP dan ITS Berkebun) serta menjadi asisten dosen fisika dasar tahun 2014, asisten laboratorium elektronika dasar tahun 2014-2015, dan asisten laboratorium fisika dasar tahun 2015.

”Halaman ini sengaja dikosongkan”